

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN MANIQUÍ PARA LA
CUANTIFICACIÓN DEL DESEMPEÑO DE SONDAS
INTRAOPERATORIAS GAMMA

Tesis sometida a la consideración de la Comisión del Programa de
Estudios de Posgrado en Física para optar al grado y título de
Maestría Académica en Física Médica.

DAGOBERTO ELOY GONZÁLEZ LÓPEZ

Ciudad Universitaria “Rodrigo Facio”, Costa Rica

2020.

Dedicatoria

A mi mamá, por llenar cada día mi corazón con su amor y ternura.

A mi papá, por ser mi ídolo y entregarme siempre lo mejor de él.

A mi hermano, por ser mi guía en todas las etapas de mi vida.

A mi esposa, por el amor y cariño que cada día me brinda.

Agradecimientos

Primeramente, quisiera agradecer a mis padres y mi hermano, porque siempre me han entregado lo mejor de ellos para hacer realidad mis sueños, por esas caricias, esos abrazos y ese cariño que constantemente me han dado.

A mi esposa por ser mi apoyo y mi compañera en los últimos años. Muchas gracias Yeli por todos los momentos bonitos que vivo cada día a tu lado.

Agradecer especialmente a Isaac y Mauricio, no solo por ser mis tutores en la realización de esta tesis, sino también por ofrecerme su amistad y apoyo durante todo este tiempo en Costa Rica.

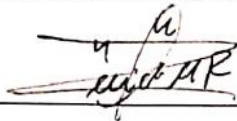
A todos los profesores de la Maestría. Muchísimas gracias por todos los conocimientos transmitidos en esta etapa.

A mis compañeros de la Maestría: Luis, Ronald, Silvio y Yamalí.

Quiero agradecer además a la Escuela de Física, al Dr. Jorge Gutiérrez y a su secretaria Melania.

En general, a todas esas personas que de una forma u otra me han ayudado en la elaboración de la tesis. Muchas gracias a todos.


"Esta Tesis fue aceptada por la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado en Física de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y título de Maestría Académica en Física Médica"



Dr. Erick Mora Ramírez

Representante del Decano

Sistema de Estudios de Posgrado



M.Sc. Isaac Mora Zeledón

Profesor Guía



M.Sc. Mauricio Acuña García

Lector



M.Sc. José Alonso Carvajal Mejías

Lector



Dr. Jorge Gutiérrez Camacho

Director del Programa de Posgrado en Física



Dagoberto Eloy González López

Sustentante

Índice

Dedicatoria	I
Agradecimientos.....	II
Hoja de aprobación.....	III
Índice.....	IV
Resumen	V
Abstract	VI
Lista de tablas	VII
Lista de ilustraciones y figuras	VIII
Lista de abreviaturas	IX
1. Introducción	1
2. Desarrollo del Tema de Investigación.....	7
2.1. Sondas intraoperatorias gamma.	7
2.2. Pruebas a las sondas según la publicación NEMA NU-3.....	21
2.3. Justificación de las pruebas de aceptación a las SIG.	54
2.4. Antecedentes.	57
2.5. Diseño del maniquí.....	58
2.6. Diseño y construcción de la impresora 3D.	63
2.7. Simulación del movimiento de las SIG en el maniquí.	71
2.8. Control de la velocidad y sentido de los motores.	73
2.9. Estimación preliminar de los costos de fabricación del maniquí.	75
2.10. Análisis de confiabilidad y riesgo.	77
3. Conclusiones	85
4. Recomendaciones	86
5. Bibliografía.....	87
6. Apéndice o anexos	92

Resumen

La técnica de cirugía radioguiada se basa en la utilización de una sonda detectora de radiaciones para la localización y posterior extracción a través de procedimientos quirúrgicos del tejido enfermo, el cual acumula selectivamente el radiofármaco previamente administrado. El éxito en la detección durante la cirugía radioguiada depende en gran medida del funcionamiento correcto de la sonda intraoperatoria. En este trabajo se realizó el diseño y simulación de un maniquí que permite cuantificar el desempeño de las sondas intraoperatorias siguiendo la metodología publicada en la NEMA NU-3. El diseño se elaboró mediante el programa AUTOCAD 2018, para el dibujo en 2D y su posterior modelado en 3D. El maniquí está constituido por una base cúbica de 50 cm de ancho x 50 cm de largo x 40 cm de altura, con una capacidad útil de 100 L; está formado además por 4 motores paso a paso, posicionador para las sondas intraoperatorias, posicionador para las fuentes radiactivas de control, cables de corriente y cables de movimiento. Se diseñó y construyó una impresora 3D para fabricar posteriormente algunas de las piezas del maniquí. Se simuló en el maniquí el movimiento angular y de traslación del sistema en los ejes X, Y y Z. Para ello se utilizó el programa Autodesk Inventor que es un paquete de modelado paramétrico de sólidos en 3D. Se estimó el costo total de fabricación del maniquí, el cual ascendió a los ₡ 382 133. Por último, se realizó un análisis de confiabilidad y riesgo empleando el programa ARCON v.5, señalando los errores humanos como principal causa de incidentes durante su utilización en las pruebas publicadas por la metodología de la NEMA NU-3.

Abstract

The radioguided surgery technique is based on the use of a radiation detection probe for the location and subsequent extraction through surgical procedures of the diseased tissue, which selectively accumulates the previously administered radiopharmaceutical. Successful detection during radioguided surgery depends largely on the proper functioning of the intraoperative probe. In this work the design and simulation of a phantom was carried out that allows quantifying the performance of intraoperative probes following the methodology published in the NEMA NU-3. The design was developed using the AUTOCAD 2018 program, for 2D drawing and its subsequent 3D modeling. The phantom consists of a cubic base 50 cm wide x 50 cm long x 40 cm high, with a useful capacity of 100 L; It is also formed by 4 stepper motors, positioner for intraoperative probes, positioner for radioactive control sources, power cables and motion cables. A 3D printer was designed and built to later manufacture some of the phantom parts. The angular and translational movement of the system on the X, Y and Z axes was simulated on the phantom. For this purpose, the Autodesk Inventor program was used, which is a parametric modeling package of 3D solids. The total cost of fabrication of the phantom was estimated, which amounted to ¢ 382 133. Finally, a reliability and risk analysis was carried out using the ARCON v.5 program, indicating human errors as the main cause of incidents during their use in the tests published by the NEMA NU-3 methodology.

Lista de tablas

Tabla 1. Modelos de diferentes tipos de sondas intraoperatorias gamma y sus principales características.....	19
Tabla 2. Radionúclidos comunes y sus aplicaciones.....	20
Tabla 3. Resumen comparativo de las pruebas de aceptación y controles de calidad a las SIG.....	49
Tabla 4. Descripción de la función que cumple cada pieza en el maniquí.....	58
Tabla 5. Descripción de los componentes de la impresora 3D.....	67
Tabla 6. Ficha de costo del maniquí.....	73
Tabla 7. Descripción de los componentes del maniquí.....	77
Tabla 8. Descripción de los modos de fallo en el maniquí.....	77
Tabla 9. Descripción de la lógica de las compuertas.....	78

Lista de ilustraciones y figuras

Figura 1. Marcaje y detección del ganglio centinela.....	3
Figura 2. Componentes de las sondas intraoperatorias gamma.....	7
Figura 3. Detector de centelleo típico.....	9
Figura 4. Principios básicos de un tubo fotomultiplicador.....	10
Figura 5. Representación esquemática del efecto fotoeléctrico.....	12
Figura 6. Representación esquemática de la dispersión de Compton.....	13
Figura 7. Modelo de dispersión de Compton.....	14
Figura 8. Elementos de un espectro ideal de altura de pulso de rayos gamma....	18
Figura 9. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad en aire.....	22
Figura 10. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad en un medio dispersor.....	24
Figura 11. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad a través del blindaje lateral en el aire.....	26
Figura 12. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad a la dispersión.....	28
Figura 13. Configuración en el maniquí de la prueba de resolución espacial en un medio dispersor.....	30
Figura 14. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad volumétrica a la actividad distribuida en un medio dispersor.....	33
Figura 15. Configuración en el maniquí de la prueba de capacidad de la tasa de conteos en un medio dispersor.....	37
Figura 16. Análisis de la tasa de conteos y linealidad.....	38
Figura 17. Configuración en el maniquí de la prueba de resolución angular.....	40
Figura 18. Maniquí del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital San Juan de Dios para el control de calidad de las SIG	56
Figura 19. Representación esquemática del maniquí	58
Figura 20. Representación isométrica del posicionador de las sondas intraoperatorias gamma.....	61

Figura 21. Representación de las piezas internas del posicionador de las sondas intraoperatorias gamma.....	61
Figura 22. Diseño isométrico de la impresora 3D.....	64
Figura 23. Proceso de impresión 3D	66
Figura 24. Componentes de la impresora 3D.....	67
Figura 25. Representación esquemática del movimiento de traslación en el maniquí.....	70
Figura 26. Representación esquemática del movimiento de rotación en el maniquí.....	70
Figura 27. Esquema de conexión del controlador L298N al motor.....	72
Figura 28. Kit de controlador de impresora 3D	73
Figura 29. Base de datos de confiabilidad.....	79
Figura 30. Conjuntos mínimos de corte más importantes.....	81
Figura 31. Árbol de fallos que conducen al error de operación del maniquí.....	82

Lista de abreviaturas

3D = tres dimensiones.

AF = árbol de fallos.

AOT = tiempo permisible fuera de servicio.

APS = Análisis Probabilístico de Seguridad

CAD = diseño asistido por computadora.

CC = control de calidad.

CdTe = telururo de cadmio.

cm = centímetros.

CMC = conjuntos mínimos de corte.

Co⁵⁷ = cobalto 57.

cps = conteos por segundo.

CsI = yoduro de cesio.

CZT = aleación de telururo de cadmio y telururo de zinc.

FDG = fluordesoxiglucosa.

FOV = campo de visión.

FWHM = ancho total a la mitad del máximo.

FWTM = ancho total al décimo máximo.

GC = ganglio centinela.

keV = kilo electronvoltio.

LED = diodos emisores de luz.

MBq = mega becquerelios.

mm = milímetros.

Nal = yoduro de sodio.

NEMA NU-3 = Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos, número 3.

SIG = sondas intraoperatorias gamma.

Tc^{99m} = tecnecio 99 metaestable.

Tmis = tiempo de operación.

TR = tiempo medio de reparación.



UNIVERSIDAD DE
COSTA RICA

SEP Sistema de
Estudios de Posgrado

Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.

Yo, Dagoberto Eloy González López, con cédula de identidad 119200464614, en mi condición de autor del TFG titulado Diseño y simulación de un maniquí para la cuantificación del desempeño de sondas intraoperatorias gamma.

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI ☒ NO * ☐

*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: _____ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

INFORMACIÓN DEL ESTUDIANTE:

Nombre Completo: Dagoberto Eloy González López

Número de Carné: B69083 Número de cédula: 119200464614

Correo Electrónico: dagobelo@gmail.com

Fecha: 21/05/2020 Número de teléfono: 83020814

Nombre del Director (a) de Tesis o Tutor (a): Isaac Mora Zeledón

FIRMA ESTUDIANTE

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no solo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

1. Introducción

El cáncer es una de las primeras causas de muerte a nivel mundial. Los tumores de mama son uno de los más frecuentes y también el de mayor mortalidad en la población femenina en Costa Rica. Según la publicación de Araya, titulada: *Consenso costarricense sobre prevención, diagnóstico y tratamiento del cáncer mamario*; nos indica que “el cáncer de seno ocupa el segundo lugar en incidencia, con una tasa de 44,58 casos cada 100000 mujeres; y en cuanto a la mortalidad, con datos actualizados hasta el año 2014, con una tasa de 14,01 casos cada 100000 mujeres” [1].

Según la tesis doctoral de Ibarra, titulada: *Valor del tercer nivel ganglionar, en la disección axilar, en el cáncer de mama*; se refiere a que “actualmente, la mayoría de los casos de cáncer de mama son diagnosticados en etapas tempranas de la enfermedad, lo que permite brindarles técnicas quirúrgicas más conservadoras, sin aumentar el riesgo para la paciente. Anteriormente las cirugías radicales de la mama marcaban la pauta en el tratamiento de la paciente con cáncer de seno, esto en las últimas cuatro décadas ha ido cambiando gracias a la cirugía conservadora de la glándula mamaria. Sin embargo, aún se realizan cirugías demasiado agresivas para los estadios tempranos en que se diagnostica la enfermedad. El manejo de la linfadenectomía axilar (procedimiento quirúrgico para extirpar ganglios linfáticos y observar en el microscopio si hay signos de cáncer) se mantiene como piedra angular en el diagnóstico y tratamiento para las pacientes. Los avances tecnológicos han permitido implementar otros métodos menos agresivos, como las cirugías radioguiadas, que permiten realizar linfadenectomías menos agresivas o radicales que se traducen en disminución de manera significativa de la morbilidad del proceso” [2].

Según artículo de revista de Bernet, titulado: *Consenso sobre la biopsia selectiva del ganglio centinela en el cáncer de mama*; nos dice que “la principal técnica en cirugía radioguiada es la biopsia selectiva del ganglio centinela (GC). El GC, desde el punto

de vista de la Medicina Nuclear, es el ganglio o ganglios linfáticos regionales que reciben el drenaje linfático directamente desde el tumor primario y son detectables especialmente cuando están conectados a un canal linfático. El ganglio secundario es aquel que presenta una captación del trazador en la línea de progresión linfática desde el GC, habitualmente con menor actividad, claramente diferenciada” [3].

Según el artículo de Piñero, titulado: *Reunión de consenso sobre la biopsia selectiva del ganglio centinela en el cáncer de mama*; nos plantea que “la biopsia selectiva del GC es una técnica diagnóstica multidisciplinar que implica la interrelación entre médicos especialistas en medicina nuclear, cirujanos y patólogos” [4]. Según el artículo de revista de Camacho, titulado: *Respuesta de dos sondas intraoperatorias comerciales frente a diferentes condiciones de medida: análisis comparativo*; nos indica que “la técnica imprescindible para localizar el GC consiste en inyectar una cierta cantidad de radiofármaco (sustancias coloides marcadas con Tc^{99m}) cerca de la localización del tumor primario. Este radiofármaco es transportado por el sistema linfático hasta llegar al primer ganglio de drenaje, donde se acumula la mayor parte, simulando el trayecto que seguiría una célula metastásica” [5] (células cancerosas que se separan del sitio donde se formaron originalmente, viajan a través de la sangre y el sistema linfático, y forman nuevos tumores en otras partes del cuerpo). También es aceptable utilizar una técnica mixta, la cual consiste en un trazador isotópico más colorante; sin embargo, no se recomienda aplicar solamente la técnica con el uso exclusivo de colorante.

Según la publicación de Abreu, titulada: *Caracterización Paramétrica de Sondas Intraoperatorias Gamma no Imagenológicas para Cirugía Radioguiada*, nos dice que “para la localización de estos ganglios o tumores en el quirófano, se emplean sondas intraoperatorias detectoras de radiación gamma, y en algunas ocasiones gammacámaras portátiles. La utilización de las sondas intraoperatorias gamma (SIG) para cirugía radioguiada ha tenido un crecimiento exponencial en los últimos años debido al gran número de procedimientos quirúrgicos radioguiados que pueden ser realizados con esta instrumentación” [6]. Su empleo se relaciona,

fundamentalmente, a procedimientos relativos a la localización y extracción de pequeños tumores y ganglios linfáticos, que serán sometidos a un estudio histológico exhaustivo para conocer el grado de extensión de la enfermedad.

En la **Figura 1** se muestran las etapas del proceso de detección del ganglio centinela mediante la utilización de SIG, que incluyen, la inyección intratumoral de la sustancia radiactiva por el especialista en medicina nuclear, su localización con la sonda y extirpación intraquirúrgica por el especialista y el cirujano.

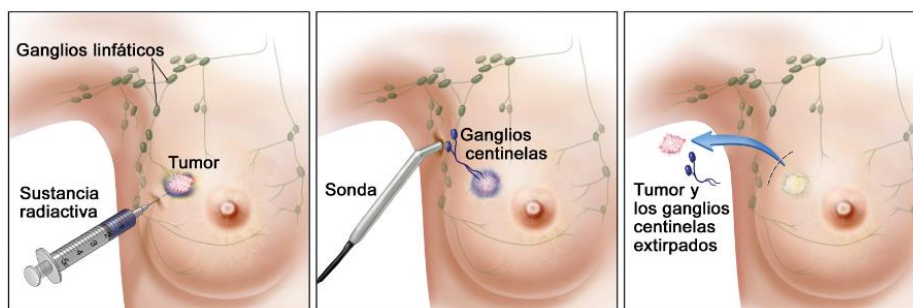


Figura 1. Marcaje y detección del ganglio centinela [2].

Según el artículo de revista de Valdivia, titulado: *Ganglio centinela para estadios tempranos en cáncer de cuello uterino*; nos describe que “el auge de estos dispositivos se debe en gran medida al desarrollo de la técnica del GC debido a que es el estándar de manejo en los pacientes con neoplasia mamaria, melanoma y carcinoma de vulva y cérvix en estadios iniciales” [7].

Estas sondas proveen información acerca de la localización de lesiones, pero no proporcionan imágenes de estas. No obstante, poseen la suficiente resolución angular y energética, así como la eficiencia de conteo requerida para la localización de pequeños “puntos calientes” (son pequeñas cantidades del material radiactivo que se quedan después de la inyección del radiofármaco), tales como GC u otros pequeños focos buscados en las cirugías radioguiadas. Debido a la sensibilidad y resolución con que se espera que estas sondas funcionen, es de suma importancia realizar una serie de pruebas que permitan caracterizar el equipo y verificar su buen desempeño durante las prácticas clínicas.

Existen varias publicaciones científicas que brindan metodologías para la realización de pruebas de Control de Calidad (CC) [8, 9], entre las cuales, la más completa es la publicada por la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos, número 3 (NEMA NU-3, por sus siglas en inglés) [10]. Esta metodología propone la realización de un conjunto de pruebas que verifican el funcionamiento de la sonda tanto en aire como en un medio dispersor, y se describe en detalle, el procedimiento a realizar en cada una de las pruebas. Según la publicación de Ramos, titulada: *Armonización de Criterios de Control de Calidad para Sondas Intraoperatorias*; nos explica que “el aspecto de mayor complejidad consiste en llevar a cabo los controles de calidad en un medio dispersor, en este caso agua, con la fuente radiactiva puntual o distribuida, y que se garantice la reproducibilidad de las pruebas sin la contaminación de las sondas ni del personal” [11].

La NEMA NU-3 describe once pruebas de aceptación y tres pruebas de CC, las cuales se dificultan cuando se intentan repetir, para mantener una misma geometría de medición al cumplir con los programas de CC. Las pruebas de aceptación tienen como objetivo verificar que se cumplen las especificaciones técnicas y de funcionamiento declaradas por el fabricante en la oferta de compra, así como la caracterización de todos sus parámetros. Estas pruebas son compatibles con el tiempo que el equipo se pone en servicio y se utilizan para establecer niveles de rendimiento y de referencia, incluidas las mediciones que pueden ser útiles para optimizar los protocolos. Las pruebas de CC tienen como objetivo verificar que los diferentes parámetros físico-técnicos del equipo se mantengan constantes en el tiempo y por tanto que funcione correctamente.

Debido a la complejidad de las pruebas reportadas por la NEMA NU-3 y a la carencia de un dispositivo que permita caracterizar y verificar de forma total el desempeño de las SIG tiene como resultado que muchos de estos equipos, en el mejor de los casos, se acepten evaluando sólo sus parámetros básicos de

funcionamiento. El éxito en el procedimiento de cirugía radioguiada depende en gran medida de su correcto funcionamiento, caracterización y utilización.

Por todo lo anteriormente expuesto, resulta de gran importancia el desarrollo de un maniquí que permita evaluar y caracterizar el desempeño de las SIG mediante las pruebas de aceptación publicadas por la NEMA NU-3, en condiciones geométricas reproducibles.

Problema científico.

No existe hoy en día en el mercado un maniquí que permita cuantificar en su totalidad el desempeño de las sondas intraoperatorias gamma según las pruebas recomendadas por la NEMA NU-3, de forma que no solo se pueda dar un criterio de aceptación objetivo sino también caracterizar detalladamente el equipo y asegurar la confiabilidad requerida durante la cirugía radioguiada.

Hipótesis.

Empleando los recursos disponibles y guiándonos por la publicación NEMA NU-3 es posible diseñar un maniquí económico y confiable que permita cuantificar de forma reproducible el desempeño de las sondas intraoperatorias gamma utilizadas en cirugías radioguiadas; así como, realizar una comparación objetiva del rendimiento de los distintos modelos de sondas que existen en el mercado.

Objetivo general.

Diseñar un maniquí que permita cuantificar en su totalidad el desempeño de diferentes modelos de sondas intraoperatorias gamma según el reporte de la NEMA NU-3, con vistas a garantizar el correcto funcionamiento del equipo en cirugías radioguiadas.

Objetivos específicos.

- ✓ Analizar detalladamente la metodología propuesta por la NEMA NU-3 para cuantificar el desempeño de las sondas.

- ✓ Diseñar un maniquí basado en las pruebas reportadas por la NEMA NU-3 y en la experiencia con que cuenta el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital San Juan de Dios, en cuanto a la realización de estas pruebas en distintos modelos.
- ✓ Simular los movimientos de rotación y de traslación del maniquí.
- ✓ Estimar el costo total de fabricación del maniquí.
- ✓ Analizar la confiabilidad y seguridad del maniquí para la realización de las pruebas a las sondas intraoperatorias gamma.

2. Desarrollo del Tema de Investigación

2.1. Sondas intraoperatorias gamma.

Las SIG son equipos diseñados específicamente para identificar intraquirúrgicamente puntos de alta captación del material radiactivo que se le administra al paciente por vía intravenosa.

2.1.1. Diseño básico de las sondas.

Las SIG son sistemas esencialmente compuestos por dos unidades funcionales: una unidad de control y visualización y una sonda detectora como se muestra en la **Figura 2**; ambas unidades están conectadas por un cable o por comunicación inalámbrica.



Figura 2. Componentes de la sonda intraoperatoria gamma modelo Europrobe:
a) unidad de control y visualización, b) sonda detectora [12].

La unidad de control y visualización de datos recibe las señales provenientes de la sonda detectora, la analiza y muestra los conteos digitalmente por medio de una pantalla numérica y/o una barra de diodos emisores de luz (LED, por sus siglas en inglés) y por una señal audible que representa la tasa de conteos detectadas. En general estas unidades pueden ser alimentadas por una batería interna recargable o conectarse directamente a la red eléctrica para ser operada.

La sonda detectora está contenida en una carcasa de acero inoxidable y posee en un extremo el cabezal de detección y en el otro el conector al cable de interfaz. El detector es el componente dentro de la sonda con el que interactúan los fotones convirtiendo la energía de la radiación gamma en una señal eléctrica.

2.1.2. Principios físicos de las sondas intraoperatorias gamma.

Como se mencionó anteriormente las SIG poseen un detector de radiación gamma, que está formado por un cristal de centelleo acoplado a un tubo fotomultiplicador, o en algunos casos a un fotodiodo. Estos cristales de centelleo están hechos de yoduro de cesio (CsI) o yoduro de sodio (NaI) o por semiconductores telururo de cadmio (CdTe) o una aleación de telururo de cadmio y telururo de zinc (CZT) ubicados dentro de un colimador de tungsteno que permite discriminar fotones tanto por su dirección (efecto de colimación), como por su energía (descarta la radiación dispersa).

Con el fin de comprender más a fondo el funcionamiento de los distintos detectores con que están formadas las sondas intraoperatorias gamma, así como el rol tan importante que juega en la caracterización de estos equipos la dispersión Compton, se brinda a continuación una explicación detallada de los tipos de detectores que tienen las SIG y de los modos de interacción que experimenta la radiación gamma en ellos.

a) Detectores centelleadores y tubo fotomultiplicador.

Según el libro de Cherry, titulado: *Physics in Nuclear Medicine*; nos detalla que “los detectores centelleadores se basan en la producción de luz de centelleo tras la interacción de la radiación con el detector. Cuando la radiación interacciona con la materia, produce excitaciones y/o ionizaciones. Cuando los átomos excitados o ionizados se desexcitan o recombinan se desprende cierta cantidad de energía en forma de energía térmica o a través de vibraciones moleculares (gases y líquidos) o de la red (cristales). En los materiales centelleadores, esta energía se desprende en forma de luz visible (fluorescencia)” [13].

“El cristal está sellado en una cubierta de aluminio o acero inoxidable con una ventana óptica de vidrio o plástico transparente en un extremo para permitir la salida de luz centelleante del cristal al tubo fotomultiplicador (como se muestra en la **Figura 3**). Una característica común de estos cristales es que la cantidad de luz producida después de la interacción de un solo rayo gamma es proporcional a la energía depositada por la radiación incidente en el cristal” [13].

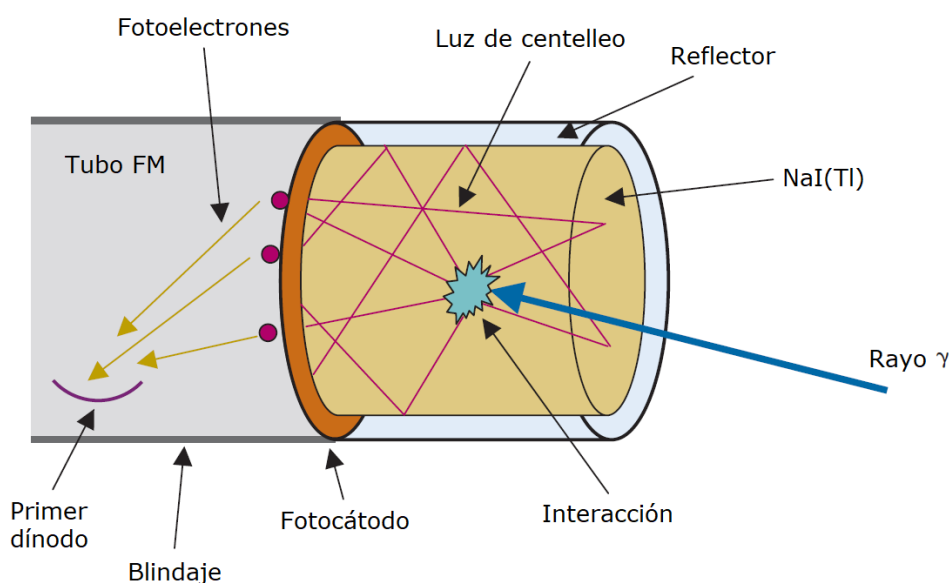


Figura 3. Detector típico (cristal de centelleo y tubo fotomultiplicador) [13].

“Estos cristales están echos de sustancias inorgánicas que generalmente se fabrican en hornos de alta temperatura. Los materiales de centelleo más utilizados en los detectores de sondas intraoperatorias gamma son el CsI y NaI. En ambos casos, el yodo proporciona la mayor parte del poder de detención, por su alto número atómico. Estos centelleadores cristalinos se caracterizan por una alta densidad y tiempos de decaimiento de pulso de aproximadamente 1 microsegundo. Exhiben una alta eficiencia para la detección de rayos gamma y son capaces de manejar altas tasas de conteo. Una desventaja de algunos cristales inorgánicos, por ejemplo, NaI, es su higroscopicidad., una propiedad que requiere que se alojen en un recipiente hermético para protegerlos de la humedad” [13].

“El tubo fotomultiplicador es un recipiente de vidrio sellado y al vacío. Son tubos electrónicos que producen un pulso de corriente eléctrica cuando son estimulados por señales de luz muy débiles, como el centelleo producido por un rayo gamma o partícula beta en un detector de centelleo. La cara que está en contacto con el cristal de centelleo va cubierta en su interior por un material que emite electrones al recibir luz (fotocátodo) y opera como una celda fotoeléctrica. Estos electrones son acelerados y multiplicados en campos eléctricos secuenciales entre electrodos llamados dínodos, lográndose multiplicaciones de un millón de veces. En el último de ellos la señal eléctrica es suficientemente grande para poder ser manejada con amplificadores y analizadores de pulsos convencionales” [13]. La **Figura 4** ilustra los principios básicos de un tubo fotomultiplicador.

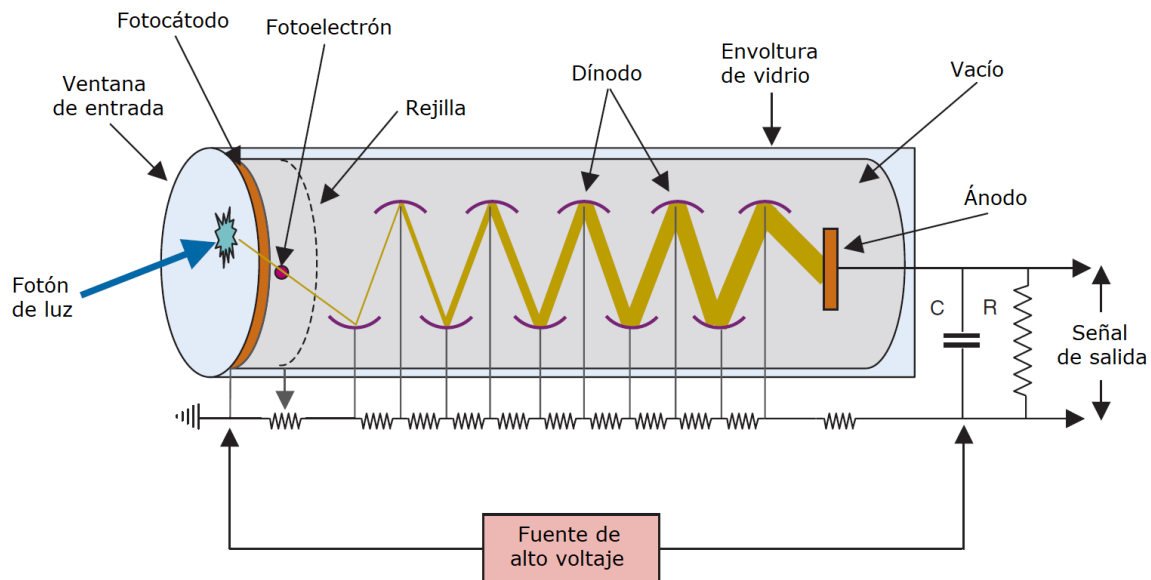


Figura 4. Principios básicos de un tubo fotomultiplicador [13].

b) Detectores semiconductores.

Los detectores semiconductores están basados en la aplicación de electrodos metálicos en las caras opuestas de un cristal semiconductor entre los que se ha establecido una diferencia de potencial. Cuando una partícula deposita su energía en un detector semiconductor, se forman pares electrón-hueco en apenas picosegundos a lo largo de la trayectoria de la partícula. Un hueco consiste en la falta de un electrón en los enlaces interatómicos de la estructura del cristal. Debido a

la presencia de un campo eléctrico, electrones y huecos se mueven en sentidos opuestos, lo que produce una corriente que permanece hasta que ambos portadores son recogidos a ambos lados del volumen activo.

Según la tesis de maestría de Pinto, titulada: *Evaluación de semiconductores como detectores de radiación para PET. Detectores de CZT*; nos plantea que “los detectores basados en CZT tendrían una configuración diferente. Como detector semiconductor, el CZT convierte directamente la energía de los rayos gamma en señal eléctrica, produciendo señales menos ruidosas que las obtenidas con centelleador-fotomultiplicador. Las principales ventajas de estos detectores son: la resolución espacial, la resolución en energía y la propia tecnología de fabricación” [14].

“El CZT alcanza una resolución en energía de aproximadamente el 2% para fotones de 511 keV, muy superior al 10-20% que típicamente alcanzan los centelleadores. Esta buena resolución en energía permite seleccionar ventanas de energía mucho más estrechas y rechazar así eventos que han sufrido dispersión Compton. Estos detectores se fabrican mediante tecnologías estándar que se emplean en la industria de semiconductores. Por ello, permiten alcanzar una alta resolución espacial sin el coste económico que supone fabricar y montar el gran número de cristales centelleadores. Además, como el detector CZT no contiene fotomultiplicador su tamaño es mucho más compacto” [14].

Según la publicación de Mählum, titulada: *Radiation Detector Modules under Moderate Long-Term Variations of Temperature and Humidity*, nos señala que “la estabilidad de los detectores de CZT frente a cambios de temperatura y humedad ha sido comprobada. Se ha medido la resolución en energía y la posición del fotopico de los CZT durante variaciones prolongadas de la temperatura (15 °C - 40 °C) y humedad (10%-70%) y concluido que los detectores son estables dentro de ese rango” [15].

c) Interacción de los fotones con la materia.

Cuando un fotón pasa a través de la materia, interactúa con los átomos y electrones. Existen cuatro tipos importantes de interacciones que un fotón puede experimentar: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, la producción de pares y cuando un átomo queda en estado excitado debido a que el fotón puede sacar un electrón atómico a un estado energético superior en el átomo si su energía no es suficiente para quitar por completo al electrón, en este proceso el fotón también desaparece y entrega toda su energía al átomo. Sin embargo, en el cristal del detector en las SIG interactúan los fotones mediante el efecto fotoeléctrico y dispersión de Compton.

Efecto fotoeléctrico.

El efecto fotoeléctrico es un proceso de absorción atómica en el que un átomo absorbe totalmente la energía de un fotón incidente. El fotón desaparece y la energía absorbida se usa para expulsar un electrón orbital del átomo. El electrón expulsado se llama fotoelectrón. “Recibe energía cinética (E_{pe}), igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente (E_0) y la energía de unión de la capa de electrones desde la cual fue expulsada (K_B). Por ejemplo, si se expulsa el electrón de la capa K, la energía cinética del fotoelectrón sería” [13]:

$$E_{pe} = E_0 - K_B \quad (\text{Ecuación 1})$$

El efecto fotoeléctrico se ve como una colisión entre un fotón y un electrón orbital en el que el electrón es expulsado del átomo y el fotón desaparece. La **Figura 5** muestra un esquema de como el fotón incidente transfiere su energía a un fotoelectrón y desaparece.

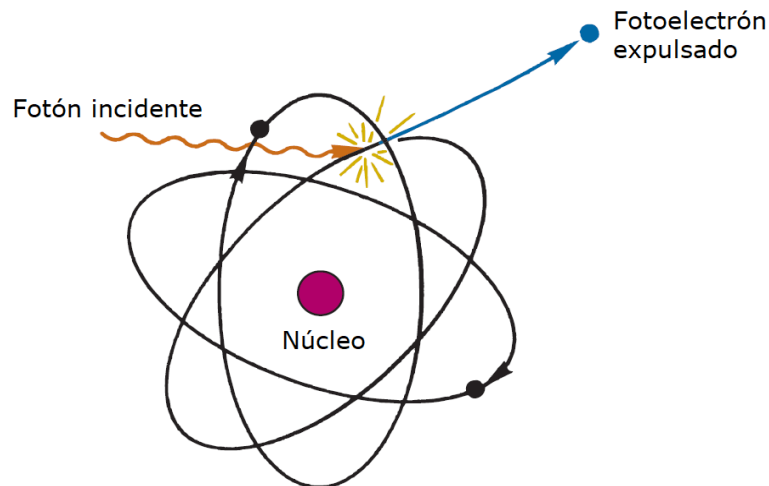


Figura 5. Representación esquemática del efecto fotoeléctrico [13].

“Los fotoelectrones no pueden ser expulsados de una capa a menos que la energía del fotón incidente excede la energía de enlace de esa capa. Si es suficiente la energía del fotón, el fotoelectrón es más probable que sea expulsado de la capa más interna posible. El efecto fotoeléctrico crea una vacante en una capa de electrones orbitales, que a su vez conduce a la emisión de rayos X característicos. En elementos de bajo número atómico, las energías de unión son solo de unos pocos keV. En elementos más pesados, las energías de unión están en el rango de 20 a 100 keV, y pueden representar una significativa fracción de la energía del fotón absorbida” [13].

Dispersión Compton.

La dispersión Compton es una colisión entre un fotón y un electrón de la capa externa débilmente unido al átomo, porque la energía del fotón incidente en gran medida excede la energía de ligadura del electrón al átomo. El fotón no desaparece, más bien se desvía a través de un ángulo de dispersión. Parte de su energía es transferida al electrón de retroceso; así el fotón pierde energía en el proceso. La **Figura 6** muestra un esquema de como el fotón incidente transfiere parte de su energía a un electrón y se dispersa en otra dirección, con cierto ángulo de dispersión.

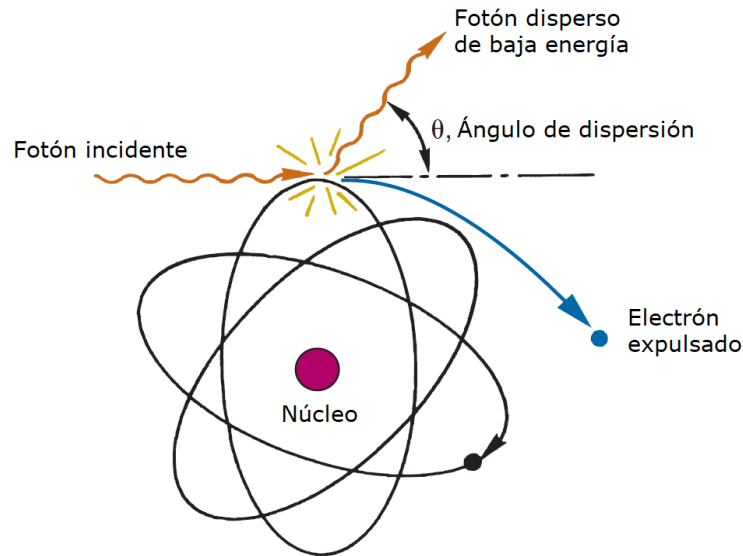


Figura 6. Representación esquemática de la dispersión de Compton [13].

Deducción de la ecuación de corrimiento de Compton.

Es posible deducir la ecuación de Compton suponiendo que el fotón se comporta como una partícula y choca de manera clásica con un electrón libre inicialmente en reposo, como se muestra en la **Figura 7**.

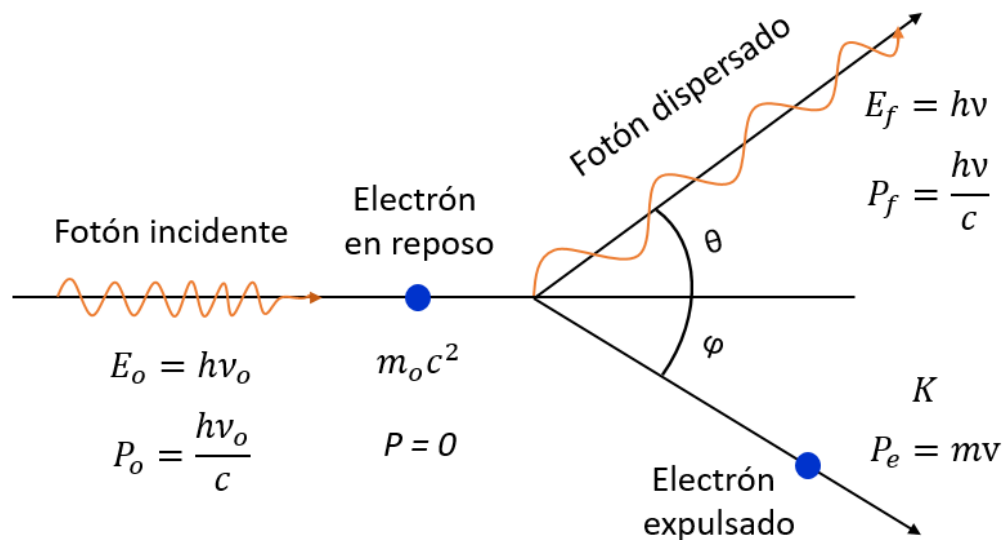


Figura 7. Modelo de dispersión de Compton. [Elaboración propia].

Donde:

E_o = Energía del fotón incidente.

h = Constante de Planck.

ν_0 = Frecuencia de los fotones incidentes.

c = Velocidad de la luz.

P_0 = Cantidad de movimiento del fotón incidente.

m_0 = Masa en reposo del electrón.

E_f = Energía del fotón dispersado.

ν = Frecuencia de los fotones dispersos.

P_f = Cantidad de movimiento del fotón dispersado.

θ = Ángulo del fotón dispersado.

K = Energía cinética del electrón.

P_e = Cantidad de movimiento del electrón.

m = Masa relativista del electrón después de la colisión, durante la cual adquirió una velocidad cercana a la velocidad de la luz.

φ = Ángulo del electrón expulsado.

Aplicando la ley de conservación de la cantidad de movimiento:

$$\vec{P}_{\text{inicial}} = \vec{P}_{\text{final}} \quad (\text{Ecuación 2})$$

$$\vec{P}_0 = \vec{P}_f + \vec{P}_e \quad (\text{Ecuación 3})$$

$$\text{Componente x: } P_0 = P_f \cos \theta + P_e \cos \varphi \quad (\text{Ecuación 4})$$

$$P_0 - P_f \cos \theta = P_e \cos \varphi \quad (\text{Ecuación 5})$$

Elevando al cuadrado la ecuación 5.

$$(P_0 - P_f \cos \theta)^2 = (P_e \cos \varphi)^2 \quad (\text{Ecuación 6})$$

$$P_0^2 - 2P_0 P_f \cos \theta + P_f^2 \cos^2 \theta = P_e^2 \cos^2 \varphi \quad (\text{Ecuación 7})$$

$$\text{Componente y: } 0 = P_f \sin \theta - P_e \sin \varphi \quad (\text{Ecuación 8})$$

$$P_f \sin \theta = P_e \sin \varphi \quad (\text{Ecuación 9})$$

Elevando al cuadrado la ecuación 9.

$$(P_f \sin \theta)^2 = (P_e \sin \varphi)^2 \quad (\text{Ecuación 10})$$

$$P_f^2 \sin^2 \theta = P_e^2 \sin^2 \varphi \quad (\text{Ecuación 11})$$

Sumando las ecuaciones 7 y 11

$$P_o^2 - 2P_oP_f \cos \theta + P_f^2 \cos^2 \theta + P_f^2 \sin^2 \theta = P_e^2 \cos^2 \varphi + P_e^2 \sin^2 \varphi$$

$$P_o^2 - 2P_oP_f \cos \theta + P_f^2 (\cos^2 \theta + \sin^2 \theta) = P_e^2 (\cos^2 \varphi + \sin^2 \varphi)$$

$$P_o^2 - 2P_oP_f \cos \theta + P_f^2 = P_e^2 \quad (\text{Ecuación 12})$$

A partir de las fórmulas que se muestran en la **Figura 7** sustituimos en la ecuación 12.

$$\frac{(hv_o)^2}{c^2} - 2 \frac{hv_o}{c} \cdot \frac{hv_o}{c} \cdot \cos \theta + \frac{(hv)^2}{c^2} = (mv)^2 \quad (\text{Ecuación 13})$$

Multiplicando la ecuación 13 por c^2 , nos queda:

$$m^2v^2c^2 = h^2v_o^2 + h^2v^2 - 2h^2v_ov \cos \theta \quad (\text{Ecuación 14})$$

Aplicando la ley de conservación de la energía total:

$$E_{\text{inicial}} = E_{\text{final}} \quad (\text{Ecuación 15})$$

$$E_o = E_f + K \quad (\text{Ecuación 16})$$

Donde:

$$K = mc^2 - m_o c^2 \quad (\text{Ecuación 17})$$

A partir de la ecuación 17 y de las fórmulas que se muestran en la **Figura 7** sustituimos en la ecuación 16.

$$hv_o + m_o c^2 = hv + mc^2 \quad (\text{Ecuación 18})$$

$$hv_o + m_o c^2 - hv = mc^2 \quad (\text{Ecuación 19})$$

Elevando al cuadrado la ecuación 19.

$$(hv_o + m_o c^2 - hv)^2 = (mc^2)^2 \quad (\text{Ecuación 20})$$

Desarrollando la ecuación 20:

$$m^2c^4 = h^2v_o^2 + hv_o m_o c^2 - hv_o hv + hv_o m_o c^2 + m_o^2 c^4 - hvm_o c^2 - v_o hv - hvm_o c^2 + h^2v^2$$

Agrupando términos semejantes:

$$m^2c^4 = h^2v_o^2 + h^2v^2 - 2hv_o hv + 2hv_o m_o c^2 - 2hvm_o c^2 + m_o^2 c^4$$

Tomando el término $2hm_o c^2$ como factor común, nos queda:

$$m^2c^4 = h^2v_o^2 + h^2v^2 - 2h^2v_ov + 2hm_o c^2(v_o - v) + m_o^2 c^4 \quad (\text{Ecuación 21})$$

Restando de la ecuación 21, la ecuación 14, nos queda:

$$m^2c^4 - m^2v^2c^2 = h^2v_o^2 + h^2v^2 - 2h^2v_ov + 2hm_0c^2(v_o - v) + m_o^2c^4 - h^2v_o^2 - h^2v^2 + 2h^2v_ov \cos \theta$$

Simplificando términos semejantes:

$$m^2c^4 - m^2v^2c^2 = -2h^2v_ov + 2hm_0c^2(v_o - v) + m_o^2c^4 + 2h^2v_ov \cos \theta$$

Tomando el término $2h^2v_ov$ como factor común, nos queda:

$$m^2c^4 - m^2v^2c^2 = -2h^2v_ov (1 - \cos \theta) + 2hm_0c^2(v_o - v) + m_o^2c^4$$

Reduciendo el término $m^2c^4 - m^2v^2c^2$, nos queda:

$$m^2c^4(1 - \frac{v^2}{c^2}) = m_o^2c^4 - 2h^2v_ov (1 - \cos \theta) + 2hm_0c^2(v_o - v) \quad (\text{Ecuación 22})$$

Sabemos que la masa relativista es igual a:

$$m = \frac{m_o}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} \quad (\text{Ecuación 23})$$

Elevando al cuadrado la ecuación 23, obtenemos:

$$m^2 = \frac{m_o^2}{1 - \frac{v^2}{c^2}} \quad (\text{Ecuación 24})$$

Despejando la masa en reposo del electrón de la ecuación 24, nos queda:

$$m^2(1 - \frac{v^2}{c^2}) = m_o^2 \quad (\text{Ecuación 25})$$

Sustituyendo la ecuación 25 en la ecuación 22, obtenemos:

$$m_o^2c^4 = m_o^2c^4 - 2h^2v_ov (1 - \cos \theta) + 2hm_0c^2(v_o - v) \quad (\text{Ecuación 26})$$

Simplificando términos semejantes:

$$2h^2v_ov (1 - \cos \theta) = 2hm_0c^2(v_o - v)$$

$$\frac{h}{m_0c} v_ov (1 - \cos \theta) = c(v_o - v)$$

$$cv_o - cv = \frac{h}{m_0c} v_ov (1 - \cos \theta)$$

$$\frac{cv_0 - cv}{v_0 v} = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta)$$

$$\frac{c}{v} - \frac{c}{v_0} = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (\text{Ecuación 27})$$

Conocemos que la longitud de onda (λ) es igual a:

$$\lambda = \frac{c}{v} \quad (\text{Ecuación 28})$$

Sustituyendo la ecuación 28 en la ecuación 27, obtenemos la ecuación de Compton.

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (\text{Ecuación 29})$$

La cantidad $\frac{h}{m_0 c}$, que tiene dimensiones de longitud, es una constante denominada longitud de onda de Compton, λ_c . La ecuación 29 permite calcular teóricamente el corrimiento de Compton y muestra que efectivamente $\Delta\lambda$ depende solamente del ángulo de dispersión θ . Además, muestra que el corrimiento de Compton aumenta con el ángulo de dispersión hasta alcanzar un máximo valor para $\theta = 180^\circ$

“El principio de interacciones de rayos gamma con el detector será por absorción fotoeléctrica y dispersión de Compton. La mayoría de las interacciones fotoeléctricas resultan en la deposición completa de la energía de rayos gamma en el detector. Las amplitudes de pulso de estos eventos son proporcionales a la energía de la radiación gamma (**Figura 8-A**). Con un detector de radiación ideal, esto produciría una sola línea estrecha en el espectro de altura de pulso, llamada fotopico, en una ubicación correspondiente a la energía de rayos gamma (**Figura 8-B**). En la dispersión de Compton, solo una parte de la energía de rayos gamma se transfiere al detector, a través del electrón de retroceso. Si el rayo gamma disperso también se absorbe en el detector, el evento produce un pulso en el fotopico, mientras que, si el rayo gamma disperso se escapa, la energía depositada en el detector es menor que energía de la radiación gamma” [13].

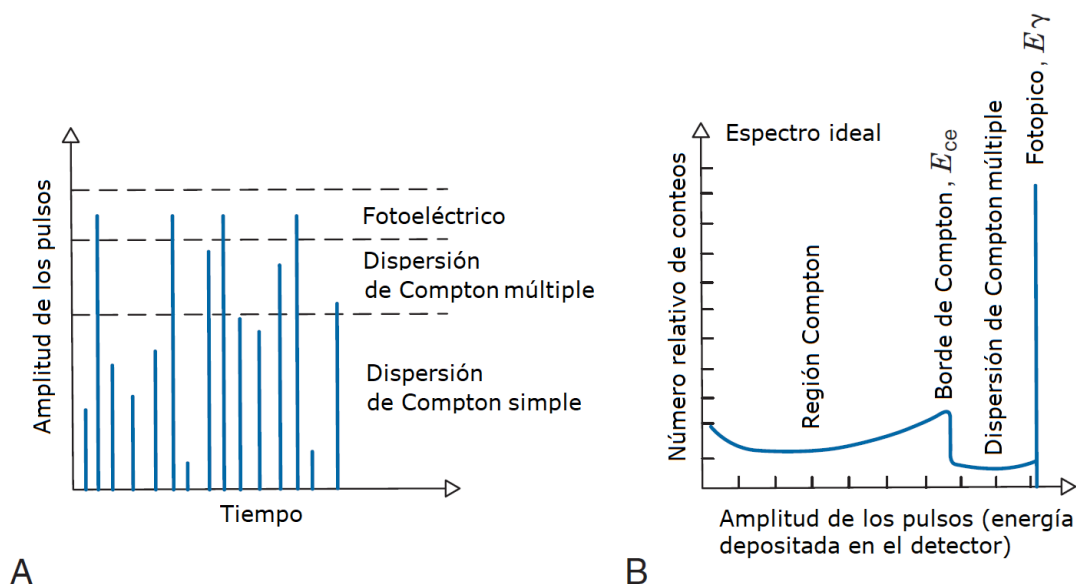


Figura 8. Elementos de un espectro ideal de altura de pulso de rayos gamma. A, Pulsos del detector que representan diferentes tipos de interacciones de rayos gamma en el detector. B, Distribución (número relativo) de pulsos versus amplitud (o energía depositada en el detector) [13].

Solo el fotopico representa la deposición de la energía total del rayo gamma en el detector.

2.1.3. Tipos de sondas y sus características.

En la **Tabla 1** se muestran algunos modelos de sondas intraoperatorias gamma y sus principales características en cuanto a rango de energía, diámetro del orificio de detección, longitud y forma de la sonda. En el **Anexo 1** se muestran las imágenes de cada una de las SIG.

Tabla 1. Modelos de diferentes tipos de sondas intraoperatorias gamma y sus principales características [12, 16, 17, 18].

Imagen	Modelo	Detector	Rango de Energía (keV)	Diámetro / Longitud (mm)	Forma

A	Europrobe	CdTe / CZT	20 - 170	6 / 186.5	Recta
B	Europrobe	CdTe / CZT	20 - 170	11 / 175	Angulada
C	Europrobe	CdTe / CZT	20 - 170	11 / 176.5	Recta
D	Europrobe	CsI	100 - 1000	16 / 184	Angulada
E	Europrobe	CsI	100 - 1000	16 / 185.5	Recta
F	Europrobe	CsI	100 - 1000	11 / 259	Angulada
G	Crystal probe	CsI (TI)	60 - 511	15 / 242	Recta
H	Crystal probe	CsI (TI)	60 - 511	15 / 220	Recta
I	Crystal probe	CsI (TI)	60 - 511	10 / 250	Recta
J	Crystal probe	CsI (TI)	60 - 511	31 / 220	Recta
K	C-Trak	CsI (TI)	20 - 364	11 / 170	Angulada
L	C-Trak	CsI (TI)	hasta 600	27.9 / 165	Angulada
M	Neoprobe	CZT	27 - 364	14 / 241	Recta
N	Neoprobe	CZT	27 - 364	14 / 241	Angulada

Estos son algunos tipos de SIG donde se puede utilizar el maniquí propuesto en esta tesis, porque actualmente en el mercado hay muchas variedades de modelos en dependencia del tipo de procedimiento en el cual se desea aplicar; por ejemplo, para uso en cirugía endoscópica se emplean sondas de longitudes largas de hasta 510 mm. Sin embargo, el maniquí propuesto presenta limitantes para este tipo SIG u otras que tengan un diámetro mayor a los 34 mm y una longitud superior a los 250 mm (ver en el **Anexo 2** medidas del diámetro del soporte de las sondas y medidas de ancho y largo del maniquí).

2.1.4. Aplicaciones de las sondas.

El uso de las SIG se ha popularizado mucho en los últimos años debido a la introducción de la técnica de cirugía radioguiada mediante la detección de la radiación emitida por el radiofármaco previamente administrado en procedimientos quirúrgicos del tejido enfermo.

Actualmente son herramientas valiosas para los cirujanos; por ejemplo, en la identificación de GC y en la detección de tumores recurrentes, residuales y ocultos. La **Tabla 2** contiene una lista de radionúclidos comúnmente utilizados y sus características físicas junto con una lista de sus aplicaciones.

Tabla 2. Radionúclidos comunes y sus aplicaciones [10].

Radionúclido	Energía	Semiperíodo	Aplicaciones
Tc^{99m}	140 keV	6 horas	Coloides (biopsia del nodo centinela). Anticuerpos monoclonales (cáncer de colon). Análogos de la somatostatina (tumores neuroendocrinos).
In^{111}	172 keV 247 keV	2.8 días	Sestamibi (hiperplasia o adenomas paratiroideos). Anticuerpos monoclonales (cáncer de colon y ovario). Análogos de la somatostatina (tumores neuroendocrinos).
I^{123}	159 keV	13 horas	Tiroides
I^{131}	364 keV	8 días	Tiroides
F^{18}	511 keV	110 minutos	Fluordesoxiglucosa (FDG) en enfermedades neoplásicas.
Co^{57}	122 keV	270 días	Fuente de calibración.

2.2. Pruebas a las sondas según la publicación NEMA NU-3.

La publicación NEMA NU-3 describe las pruebas de aceptación y controles de calidad periódicos necesarios para cuantificar el desempeño de las SIG. Las pruebas de aceptación están dirigidas principalmente para determinar si las SIG cumplen con las necesidades y/o requerimientos que solicitaron los usuarios al proveedor, y especificar el rendimiento del dispositivo. Es importante poder

reproducir estas mediciones con el fin de caracterizar y verificar el sistema en el momento de la compra o después de una reparación. Las pruebas de CC están dirigidas a ser el conjunto mínimo de pruebas necesarias para monitorear la estabilidad del rendimiento a lo largo del tiempo.

2.2.1. Pruebas de aceptación.

Las pruebas de aceptación se efectúan inmediatamente después de la adquisición de la SIG y antes de su uso clínico, para garantizar que cumple óptimamente con las especificaciones técnicas y de operación establecidas por el fabricante.

Las pruebas de aceptación establecidas por la NEMA NU-3 son las siguientes:

1) Sensibilidad en aire.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la sensibilidad de la sonda, que significa la tasa de conteos por unidad de actividad (cps/MBq). Esta prueba se puede medir a varias distancias en aire.

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . Debe utilizarse un soporte de fuente radioactiva, tal que sitúe la fuente lejos de las mesas, paredes, techos y otros medios de dispersión sin restringir el flujo de radiación gamma de la fuente a la sonda” [10] (como se muestra en la **Figura 9**).

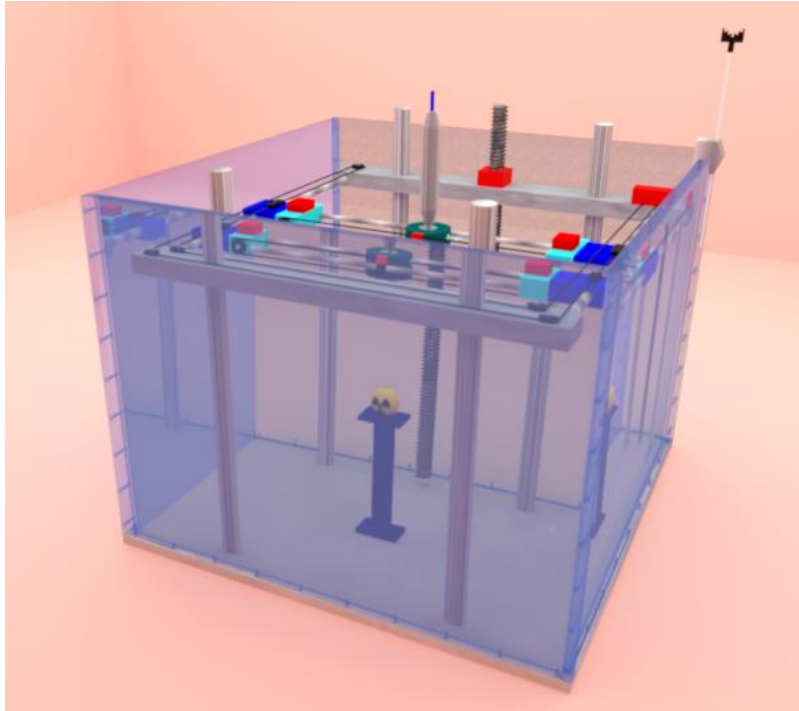


Figura 9. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad en aire.
[Elaboración propia].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona la fuente puntual a lo largo del eje de la sonda, se ubica la fuente en contacto con la punta de la sonda y a una distancia de 10, 30 y 50 mm. Se debe asegurar que la línea central de la fuente a la sonda esté por lo menos a 50 mm del material adyacente que provoca dispersión, ya que la dispersión del material adyacente puede cambiar la sensibilidad registrada. Se necesita un medio de posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y de la fuente” [10].

“Para esta medición se utilizan dos ajustes de ventana de energía: una ventana abierta (ajustado al nivel de energía más baja y a su ventana más ancha) y la ventana recomendada en las condiciones clínicas para la detección del isótopo sometido a prueba” [10].

“Las duraciones de los conteos deben incrementarse a medida que aumenta la distancia para asegurar que se registren al menos 10000 conteos por punto de

medición. Las lecturas deben completarse dentro de un tiempo suficientemente corto para que la desintegración radiactiva sea inferior al 5 % de su vida media (por ejemplo, dentro de los 20 minutos para Tc^{99m}) o las lecturas deberán corregirse por decaimiento” [10].

Cálculos y análisis.

Se calculan los conteos por segundo (cps) por unidad de radioactividad para cada distancia especificada desde la punta de la sonda a la fuente.

“La incertidumbre en la medición del contacto es alta porque varía considerablemente con las diferencias en el tamaño de la fuente radioactiva y el posicionamiento, por lo que no debe utilizarse como base para comparar el rendimiento de la sonda a menos que se reproduzcan en condiciones idénticas” [10].

2) Sensibilidad en un medio dispersor.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la sensibilidad de la sonda a varias profundidades en un medio dispersor. Mayor sensibilidad es mejor, ya que esto significa que la sonda debe ser capaz de detectar puntos con menos radioactividad y debería ser capaz de detectar puntos más profundos.

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . Se debe utilizar un soporte que posicione la fuente radioactiva en un medio de dispersión, tal como el agua u otro material equivalente sin restringir el flujo de fotones de la fuente a la sonda. Se recomiendan pruebas adicionales utilizando radionúclidos distintos al Tc^{99m} si la sonda debe utilizarse en aplicaciones que impliquen otros radionúclidos. Si se utilizan otros radionúclidos, el sistema de la sonda debe configurarse de acuerdo a las condiciones clínicas para el radionúclido seleccionado” [10].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona una fuente en un punto a 30 mm de profundidad en agua. Se debe poder determinar la actividad de la fuente con una exactitud de $\pm 5\%$. La sonda se posiciona con su punta tocando la superficie del agua, pegada de modo que la fuente esté sobre el eje de la sonda. Se comprueba esto moviendo la sonda para maximizar la tasa de conteos y asegurándose de que la sonda esté perpendicular a la superficie del agua. El recipiente debe tener por lo menos 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad de agua para permitir un volumen adecuado” [10] (como se representa en la **Figura 10**).

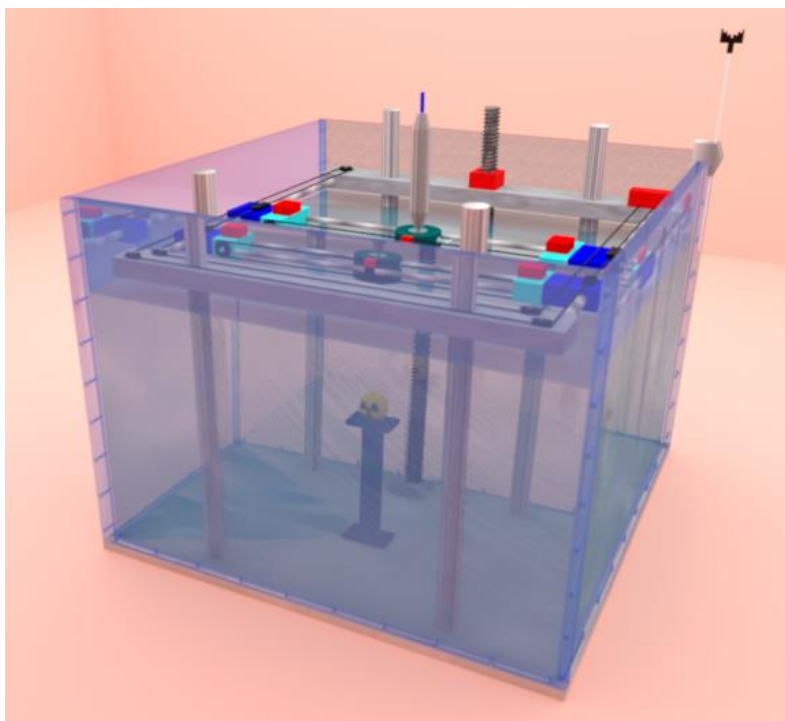


Figura 10. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad en un medio dispersor. [Elaboración propia].

“Se coloca la fuente radioactiva puntual en el centro del campo de visión (FOV, por sus siglas en inglés) de la sonda, con medidas a 10, 30 y 50 mm de profundidad. Se necesita un medio de posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y de la fuente. Debe utilizarse la ventana de energía recomendada en las condiciones clínicas para la detección del isótopo sometido a prueba” [10].

“La duración de los conteos debe incrementarse a medida que se aumenta la profundidad para asegurar que se registren por lo menos 10000 conteos por punto. Las lecturas deben completarse dentro de un tiempo suficientemente corto para que la desintegración radiactiva sea inferior al 5 % de su vida media, o las lecturas deberán corregirse por decaimiento. Debe hacerse la salvedad de que muchas sondas no permiten registrar 10000 conteos porque no admiten aumentar mucho los tiempos de conteo o porque si se usa una fuente radioactiva con actividad muy alta para disminuir el tiempo, el detector puede saturarse” [10].

Cálculos y análisis.

Se calculan las cps/MBq para cada profundidad especificada anteriormente desde la punta de la sonda a la fuente radioactiva.

“Incrementar el tamaño del detector de la sonda debe mejorar la sensibilidad; sin embargo, esto también puede aumentar el diámetro exterior de la punta de la sonda, lo que puede disminuir la resolución espacial y puede requerir una apertura quirúrgica para aplicaciones intraoperatorias” [10].

3) Sensibilidad a través del blindaje lateral en el aire.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la eficacia de blindaje lateral de la sonda en aire. Las mediciones de efectividad de blindaje deben cumplir o exceder las especificaciones del fabricante.

Menor sensibilidad a través de blindaje lateral significa que la sonda debe ser capaz de bloquear las emisiones de la actividad adyacente, como los sitios de inyección.

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . Debe utilizarse un soporte tal que sitúe la fuente radioactiva lejos de las mesas, paredes, techos y otros medios de dispersión sin restringir el flujo de fotones de la fuente a la sonda” [10] (como se muestra en la **Figura 11**).

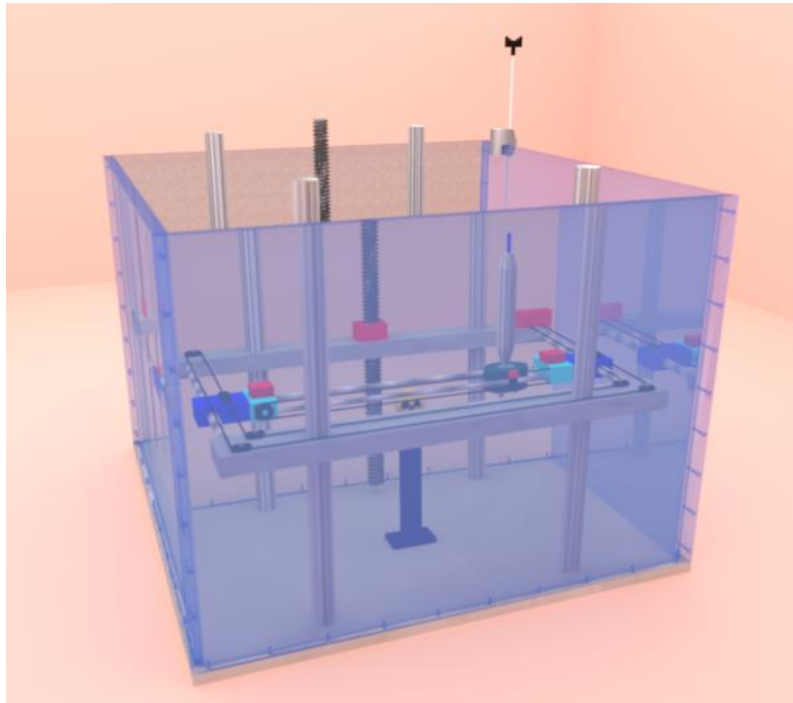


Figura 11. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad a través del blindaje lateral en el aire. [Elaboración propia].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona la sonda horizontalmente con la fuente radioactiva puntual a 90° del eje de la sonda a una distancia de 50 mm de la superficie más cercana de la sonda. Asegurando de que la distancia entre la punta de la sonda y cualquier material de dispersión medido a lo largo del eje de la sonda sea de al menos 200 cm. Otros materiales de dispersión deben estar al menos 50 cm lateralmente del eje de la sonda. Puesto que la dispersión del material adyacente puede cambiar la sensibilidad registrada. Se requiere un medio de posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y la fuente radioactiva” [10].

“Debe utilizarse la ventana de energía recomendada en las condiciones clínicas para la detección del isótopo sometido a prueba. La duración de la medición debe ser lo suficientemente larga como para asegurar que se registren al menos 1000 conteos. Las lecturas deben completarse dentro de un tiempo suficientemente corto para que

la desintegración radiactiva sea inferior al 5 % de su vida media, o las lecturas deberán corregirse por decaimiento” [10].

Cálculos y análisis.

Se calculan las cps/MBq para la distancia especificada desde la punta de la sonda a la fuente.

4) Sensibilidad con dispersión.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la sensibilidad de la sonda a la radiación dispersa. La sensibilidad a las mediciones de dispersión debe cumplir o exceder las especificaciones reportadas por el fabricante. Menor sensibilidad a la dispersión es mejor, ya que esto significa que la sonda debe ser más capaz de rechazar las emisiones de puntos calientes adyacentes, tales como sitios de inyección.

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . Se debe utilizar un soporte que sitúa la fuente radioactiva a una distancia de 50 mm de la superficie más cercana de la sonda y directamente delante de un recipiente de agua” [10] (medio de dispersión) como se presenta en la **Figura 12**.

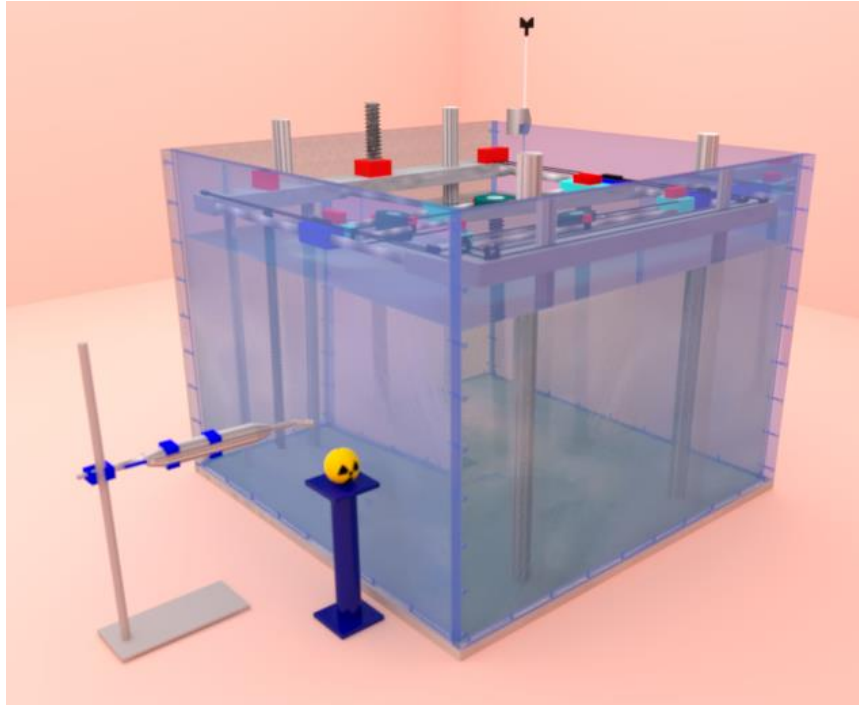


Figura 12. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad a la dispersión. [Elaboración propia].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona la sonda horizontalmente con la fuente radioactiva puntual a 90° del eje de la sonda a una distancia de 50 mm de la superficie más cercana de la sonda. Se coloca la punta de la sonda en contacto con el centro de la superficie de un recipiente de agua de modo que la punta de la sonda toque el centro del lado del recipiente de agua. El recipiente debe tener por lo menos 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad de agua para permitir un volumen adecuado de dispersión. Se requiere un medio de posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y la fuente” [10].

“Debe utilizarse la ventana de energía recomendada en las condiciones clínicas para la detección del isótopo sometido a prueba. La duración de la medición debe ser lo suficientemente larga como para asegurar que se registren al menos 1000 conteos, cuando el equipo lo permita. Las lecturas deben completarse dentro de un tiempo

suficientemente corto para que la desintegración radiactiva sea inferior al 5 % de su vida media, o las lecturas deberán corregirse por decaimiento” [10].

Cálculos y análisis.

“Se calculan las cps/MBq para la distancia especificada desde la punta de la sonda a la fuente radioactiva. Se comparan los valores de sensibilidad a la dispersión con los valores de sensibilidad a través del blindaje lateral en aire. Si la sensibilidad a través del blindaje excede el 10 % del valor de la sensibilidad a la dispersión, se debe corregir el valor de la sensibilidad a la dispersión restando al valor de la sensibilidad a través del blindaje lateral” [10].

5) Resolución espacial en un medio dispersor.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la resolución espacial de la sonda en un medio de dispersión. Se determina midiendo los conteos que mide la sonda a una distancia lateral de una fuente radioactiva, a una profundidad fija en un recipiente de agua. “Se analiza el gráfico de conteos para determinar la resolución espacial mediante el ancho total a la mitad del máximo (FWHM, por sus siglas en inglés) y ancho total al décimo del máximo (FWTM, por sus siglas en inglés) de la sonda en un medio de dispersión” [10]. Las mediciones de resolución espacial deben cumplir o exceder las especificaciones reportadas por el fabricante.

Un menor valor del FWHM o FWTM es mejor, ya que esto significa que hay menos incertidumbre sobre la ubicación espacial de la fuente radiactiva prevista.

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . Se posiciona la fuente radioactiva en un medio de dispersión en un recipiente de agua que restringe el flujo de fotones de la fuente a la sonda. La tasa de conteos no debe exceder la región de conteo lineal del sistema” [10].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona una fuente radioactiva en un punto a 30 mm de profundidad en agua. La actividad de la fuente debe ser lo suficientemente baja como para producir una tasa de conteos dentro de la región de respuesta de la tasa de conteos lineal del sistema. La sonda se posiciona con su punta tocando la superficie del agua, fijada de modo que la fuente radioactiva esté en el centro del campo de visión de la sonda. Se comprueba esto moviendo la sonda para maximizar la tasa de conteos y se asegura que la sonda esté perpendicular a la superficie del agua. El recipiente debe tener por lo menos 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad de agua para permitir un volumen adecuado” [10] (como se representa en la **Figura 13**).

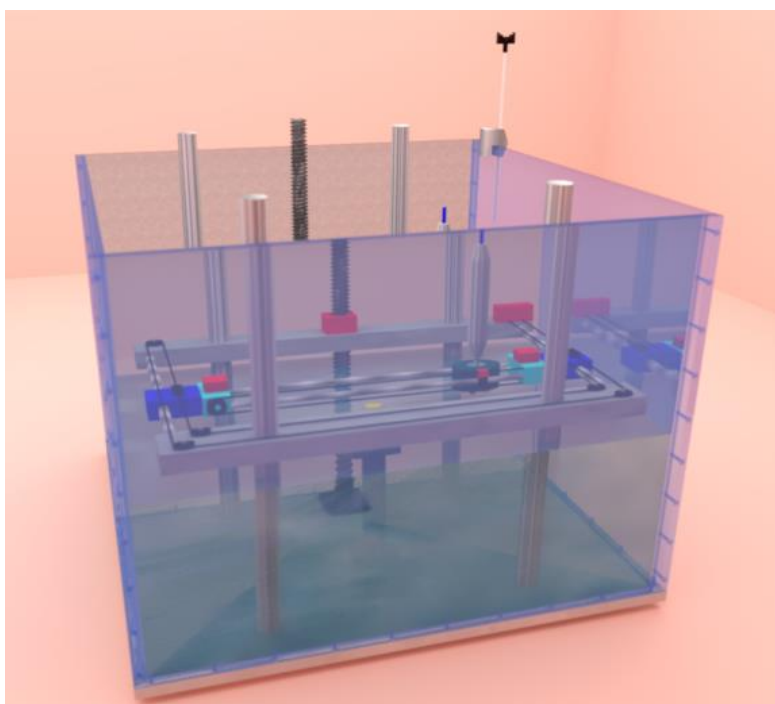


Figura 13. Configuración en el maniquí de la prueba de resolución espacial en un medio dispersor. [Elaboración propia].

“Debe utilizarse la ventana de energía recomendada en las condiciones clínicas para la detección del isótopo sometido a prueba. Las mediciones se realizan a distancias laterales variables entre la sonda y la fuente radioactiva dentro del intervalo de -50 mm a +50 mm. Se necesita un medio de posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y de la fuente. Se registrarán diez puntos dentro del FWHM. Para las sondas típicas, dentro de ± 15 mm de la posición central las lecturas se deben tomar

a intervalos de 2,5 mm o menos y a intervalos de 5 mm o menos hasta 50 mm de distancias laterales. La duración del conteo debe ajustarse de manera que se registren al menos 5000 conteos en el pico, ajustándose la duración del conteo si es necesario para asegurar que todos los conteos estén por encima de 500 más allá de los puntos FWTM. Las lecturas deben completarse dentro de un tiempo suficientemente corto para que la desintegración radiactiva sea inferior al 5 % de su vida media, o las lecturas deberán corregirse por decaimiento” [10].

Cálculos y análisis.

Se calcula el FWHM estimando el punto máximo de una función gaussiana ajustada, luego se realiza una interpolación lineal para estimar la distancia entre dos puntos al nivel del 50 % del punto máximo de la campana de Gauss. De forma similar, se calcula el FHTM.

“El valor del pico medido, no ajustado, se puede usar para calcular la sensibilidad absoluta, expresada como cps/MBq a 30 mm de distancia de la sonda a la fuente radioactiva en agua para el isótopo dado” [10].

6) Sensibilidad volumétrica a la actividad distribuida en un medio dispersor.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la sensibilidad de los fotones dispersos en un material equivalente al tejido. Esta prueba es de relevancia para aplicaciones clínicas que dan como resultado una actividad ampliamente dispersa en el cuerpo, tales como estudios de anticuerpos radiomarcados.

“La sensibilidad volumétrica en un medio de dispersión se determina midiendo la tasa de conteos detectadas por la sonda en un volumen con una fuente radiactiva distribuida uniformemente. Esta medición combina la sensibilidad de la sonda sobre el volumen completo de su campo de visión de ángulo sólido y la aceptación de dispersión” [10].

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} . La fuente radioactiva debe mezclarse en un recipiente de agua para que esté distribuida uniformemente. Son posibles pruebas adicionales utilizando radionúclidos distintos del Tc^{99m} si la sonda debe utilizarse en aplicaciones que impliquen otros radionúclidos como I^{131} o F^{18} , sin embargo, esta medición requiere una fuente radioactiva líquida para poder distribuirse en el recipiente de agua según sea necesario. Si se utilizan otros radionúclidos, el sistema de la sonda debe configurarse según las recomendaciones del fabricante para el radionúclido seleccionado y los resultados de la prueba deberán estar claramente marcados. Las mediciones de sensibilidad volumétrica deben cumplir o exceder las especificaciones del fabricante” [10].

Procedimiento de medición.

“Se debe llenar un recipiente de agua de no menos de 15 cm de profundidad en 20x20 cm (6 litros) y añadir una cantidad de material radioactivo medida de forma precisa y mezclar bien, teniendo cuidado de evitar la contaminación de salpicaduras con esta fuente radioactiva abierta. Alternativamente, el isótopo puede añadirse a un recipiente de 6 litros de agua sellado y mezclarse en este recipiente cerrado antes de llenar el recipiente. Se espera que alrededor de 15 MBq de Tc^{99m} o de In^{111} sean adecuados, pero esto dependerá del sistema probado” [10].

Se posiciona la sonda sobre el centro de la superficie del agua, en posición perpendicular (como se representa en la **Figura 14**). “Debe utilizarse la ventana de energía recomendada en las condiciones clínicas para la detección del isótopo sometido a prueba. Se deben seguir las instrucciones del fabricante de la sonda y detectar un total de aproximadamente 10000 conteos” [10].

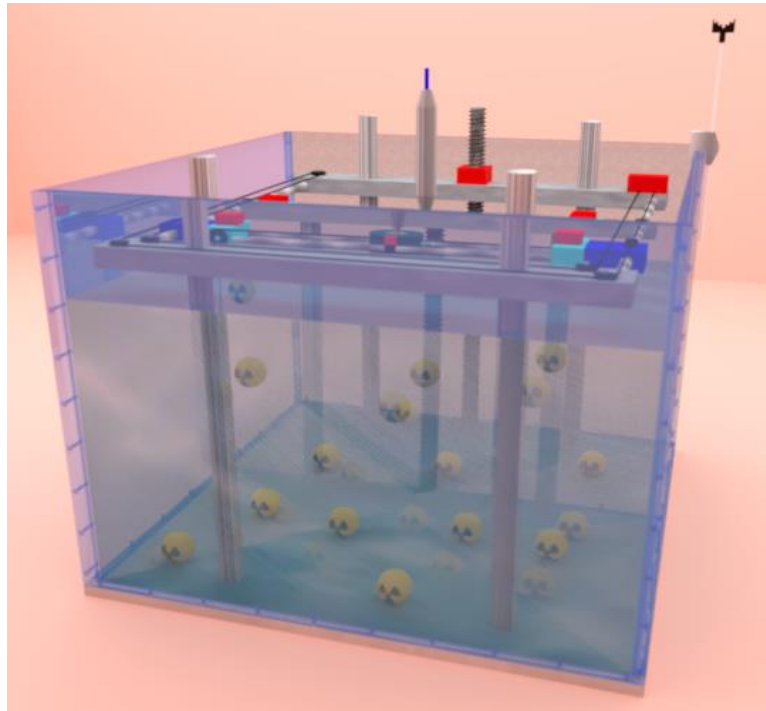


Figura 14. Configuración en el maniquí de la prueba de sensibilidad volumétrica a la actividad distribuida en un medio dispersor. [Elaboración propia].

Cálculos y análisis.

“Se calcula la sensibilidad volumétrica dividiendo los conteos detectados por el tiempo de adquisición y corregidos por decaimiento como se muestra en la siguiente ecuación:

$$\text{Sensibilidad volumétrica} = \frac{C_T}{t_{\text{adq}} \cdot A_{\text{corr}}} \quad (\text{Ecuación 30})$$

Donde C_T son los conteos totales detectados, t_{adq} es el tiempo de adquisición (expresado en segundos) y A_{corr} es la actividad de la fuente radioactiva corregida por el decaimiento (expresada en MBq)” [10].

La sensibilidad volumétrica es reportada en cps/MBq. La relación de sensibilidad en un medio de dispersión a la sensibilidad volumétrica da una indicación de cuán

buena será una sonda en la identificación de un punto caliente aislado en un fondo caliente, con una proporción más alta indicando el rechazo de dispersión.

7) Estabilidad de la sensibilidad a corto plazo.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la estabilidad de la sensibilidad de la sonda. Debe medirse para confirmar que las mediciones repetidas están dentro del error estadístico esperado. La estabilidad de la sensibilidad a corto plazo de la sonda debe seguir una distribución de Poisson de la emisión y detección de la radiación gamma (desviación estándar igual a la raíz cuadrada de los conteos detectados).

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . La posición de la fuente radioactiva no es crítica para esta prueba, sin embargo, una vez que se establece una posición, la sonda y la fuente no deben moverse durante la prueba. La tasa de conteos no debe exceder la región de respuesta de conteos lineal del sistema (todas las pruebas deben cumplir con este requisito). Para este experimento es adecuado una tasa de conteo de 1000 cps” [10].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona una fuente radioactiva puntual y una sonda de modo que permanezcan fijas durante el experimento. Debe utilizarse la ventana de energía recomendada en las condiciones clínicas para la detección del isótopo sometido a prueba. La medición también debe repetirse con una ventana de energía abierta (es decir, en todo el espectro de medición permitido por la sonda) para medir la estabilidad de la sensibilidad intrínseca del sistema” [10].

“Sin mover la sonda o la fuente radioactiva, se deben registrar los conteos en un período de tiempo fijo establecido para recolectar unos 10000 conteos y repetirlo 20 veces. Las lecturas se deben tomar sin demora entre cada lectura, sólo el tiempo suficiente para registrar el valor y reiniciar la adquisición. En caso contrario, se deben corregir los conteos por decaimiento” [10].

Cálculos y análisis.

“Se calcula el promedio de las 20 lecturas y la desviación estándar de estas mediciones. Se determina la raíz cuadrada de los conteos promedios como la desviación estándar esperada” [10].

“La prueba de chi-cuadrado se utiliza como una comprobación de la estabilidad de las lecturas. El chi-cuadrado se calcula como:

$$\chi^2 = \frac{\sum (C_i - \bar{C})^2}{\bar{C}} \quad (\text{Ecuación 31})$$

Donde C_i son las conteos individuales y \bar{C} es el promedio de las 20 conteos. Para un tamaño de muestra de 20 con 19 grados de libertad, los niveles de confianza del 95 % para chi-cuadrado son 6,84 y 30,14. Los valores de chi-cuadrado fuera de este rango se producen por casualidad sólo el 5 % del tiempo, y reflejan mayor o menor variabilidad de lo esperado de las estadísticas de conteos de Poisson” [10].

“Los valores de chi-cuadrado por encima del intervalo de confianza del 95 % indican inestabilidad en la sensibilidad, por ejemplo, por las variaciones en la ventana de energía. Los valores de chi-cuadrado por debajo del intervalo de confianza del 95 % deberían ser excepcionales, ya que indican una menor variabilidad que la esperada de la estadística de conteo de fotones. Esto podría ocurrir, por ejemplo, si los conteos mostrados estuvieran por debajo de los conteos detectados reales” [10].

8) Capacidad de la tasa de conteos en un medio dispersor.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la capacidad de conteos de la sonda. Para ello debe ser medida la sensibilidad de la sonda en varios niveles de actividad de la fuente radioactiva en un medio dispersor. Las mediciones de la capacidad de conteos y la linealidad de la sensibilidad a la actividad de la fuente deben cumplir o exceder las especificaciones del fabricante.

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición debe ser Tc^{99m} . Se debe usar un soporte que sitúa la fuente radioactiva en un medio de dispersión, como por ejemplo un recipiente de agua, sin restringir el flujo de fotones de la fuente radioactiva a la sonda. La configuración para esto es la misma que para la sensibilidad y la resolución espacial con dispersión, pero la actividad de la fuente radioactiva debe ser mayor. Este método utiliza la desintegración radiactiva para cambiar la tasa de conteos verdadera y por lo tanto es adecuado para un isótopo de corto período de semidesintegración como es el Tc^{99m} . Si se utilizan otros radionúclidos, la sonda debe configurarse de acuerdo a las condiciones clínicas para el radionúclido seleccionado” [10].

Procedimiento de medición.

Se posiciona una fuente a 30 mm de profundidad en un recipiente de agua (como se representa en la **Figura 15**). “La actividad debe ser suficiente para que produzca por saturación del detector una pérdida de conteos del 20%. Los sistemas de mayor capacidad de conteo pueden requerir más de 20 MBq, pero esto se debe valorar para la sonda en cuestión según la especificación del fabricante. La actividad debe ser medida y se debe registrar el tiempo preciso de medición. La sonda se posiciona con su punta tocando la superficie del agua, fijada de modo que la fuente radioactiva esté en el centro del campo de visión de la sonda. El recipiente debe tener por lo menos 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad de agua para permitir un volumen adecuado” [10].

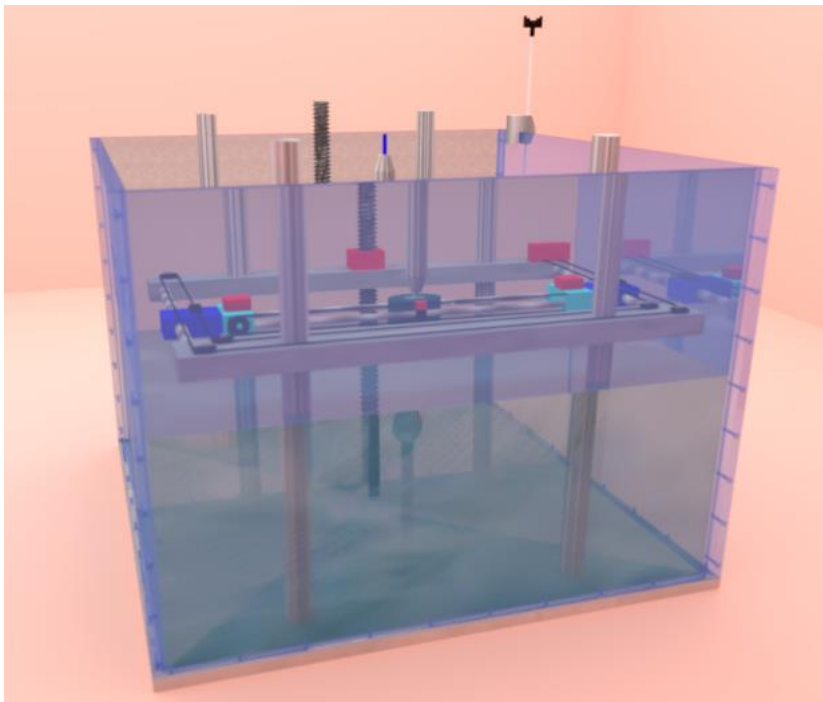


Figura 15. Configuración en el maniquí de la prueba de capacidad de la tasa de conteos en un medio dispersor. [Elaboración propia].

“Debe utilizarse la ventana de energía recomendada en las condiciones clínicas para la detección del isótopo sometido a prueba. Las variaciones en la temperatura ambiental deben minimizarse en caso de que provoque cambios en la sensibilidad. Las lecturas secuenciales se registran, con absolutamente ningún cambio en la posición de la fuente o de la sonda o en la actividad de fondo. El tiempo de cada medición se registra con precisión. Las lecturas se toman a intervalos para dar aproximadamente un 10 % de cambio en la actividad de la fuente (aproximadamente una medición por hora para el Tc^{99m}). Las mediciones se realizan hasta que la tasa de conteo disminuya lo suficiente, aproximadamente hasta 100 cps” [10].

Cálculos y análisis.

“Se calcula la actividad de la fuente radioactiva medida que decae en el tiempo, con base a la actividad inicial, el tiempo entre mediciones y el período de semidesintegración. Todos los datos deben ser corregidos por el fondo (se debe realizar entonces previamente una medición de fondo, usualmente esta medición de

fondo se realiza antes y después de todas las mediciones). Los datos se trazan, representando gráficamente la actividad calculada frente a los conteos detectados. Se realiza una línea recta ajustada a los datos a baja tasa de conteo (por debajo de aproximadamente 1000 cps), obligados a pasar a través del origen de la actividad cero y la tasa de conteo cero (en caso de que se realice la corrección por fondo). El uso de la interpolación lineal entre los puntos de datos determina la tasa de conteos más baja donde hay una desviación negativa del 20 % de la tasa de conteos lineal ajustada. Esta tasa de conteo indica la capacidad de pérdidas del 20 % de conteos (como se muestra en la **Figura 16**) en un medio dispersor” [10].

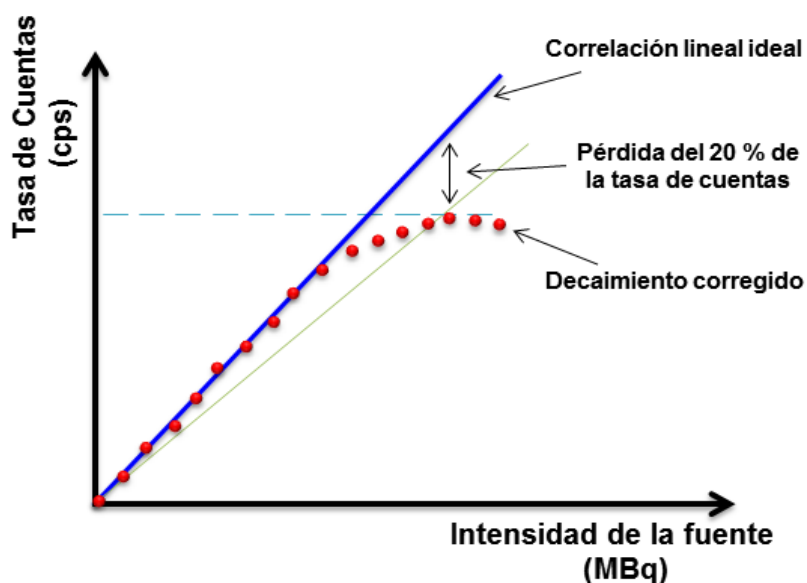


Figura 16. Análisis de la tasa de conteos y linealidad. [Elaboración propia].

Una tasa de conteos más alta en la que se indican las pérdidas del 20 % es mejor, ya que esto significa que la tasa de conteos reportada es lineal en un rango de conteos mayor.

9) Resolución angular en un medio dispersor.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la resolución angular de la sonda en un medio dispersor. “Se determina midiendo la sensibilidad de la sonda en varios ángulos, ubicando a una profundidad fija una fuente radioactiva en un recipiente de

agua. El gráfico de sensibilidad se analiza para determinar la resolución angular mediante el FWHM y FWTM de la sonda en un medio de dispersión” [10].

Menor resolución angular significa que hay mayor exactitud en la ubicación angular de los puntos calientes. Las mediciones de resolución angular deben cumplir o exceder las especificaciones del fabricante.

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . Se debe utilizar un soporte que posicione la fuente radioactiva en un medio de dispersión, tal como el agua u otro material equivalente sin restringir el flujo de fotones de la fuente radioactiva a la sonda. Se recomiendan pruebas adicionales utilizando radionúclidos distintos al Tc^{99m} si la sonda debe utilizarse en aplicaciones que impliquen otros radionúclidos. Si se utilizan otros radionúclidos, el sistema de la sonda debe configurarse de acuerdo a las condiciones clínicas. La tasa de conteos no debe exceder la región de la tasa de conteos lineal del sistema” [10].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona la fuente radioactiva en un punto a 30 mm de profundidad en agua. La actividad de la fuente radioactiva debe ser lo suficientemente baja como para producir una tasa de conteos dentro de la región de respuesta de tasa de conteos lineal del sistema. La sonda se posiciona con su punta tocando la superficie del agua, fijada de modo que la fuente radioactiva esté en el centro del campo de visión de la sonda. Se comprueba esto moviendo la sonda para maximizar la tasa de conteos y asegurarse de que la sonda esté perpendicular a la superficie del agua. El recipiente debe tener por lo menos 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad de agua para permitir un volumen adecuado” [10] (como se representa en la **Figura 17**).

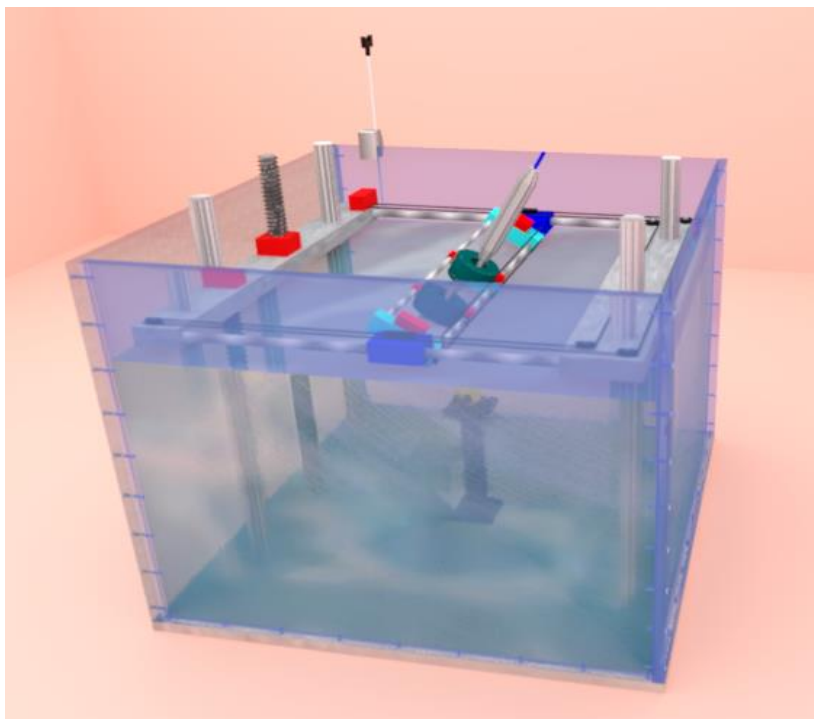


Figura 17. Configuración en el maniquí de la prueba de resolución angular.

[Elaboración propia].

“Debe utilizarse la ventana de energía recomendada por el fabricante para la detección clínica del isótopo sometido a prueba. Las mediciones se realizan con la sonda orientada en ángulos variables desde la fuente entre un rango máximo de -90° y $+90^\circ$. Se requiere un medio de posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y la fuente. La punta de la sonda debe estar en contacto con el agua para asegurar condiciones consistentes para todas las mediciones” [10].

“Al menos 10 puntos deben ser registrados dentro del FWHM. Para una sonda típica, las mediciones se requieren a intervalos de 5° o menos hasta $\pm 25^\circ$, incrementando en intervalos de 10° . La duración de los conteos debe establecerse para recolectar al menos 5000 conteos en el pico, y aumentado a medida que el desplazamiento angular aumenta más allá del FWHM para asegurar que se registren al menos 500 conteos por punto. Las lecturas deben completarse dentro de un tiempo suficientemente corto para que la desintegración radiactiva sea inferior al 5 % de su vida media, o las lecturas deberán corregirse por decaimiento” [10].

Cálculos y análisis.

“Se calcula el FWHM estimando el punto más alto de la parábola ajustada, y usando la interpolación lineal para estimar la distancia entre dos puntos al nivel del 50 % del punto más alto. De forma similar, se calcula el FHTM” [10].

10) Resolución energética.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la resolución energética, la cual indica la capacidad que tiene la sonda de distinguir fotones de diferentes energías. La resolución energética de las SIG se determina a partir del espectro de energía del detector. La resolución energética debe cumplir o exceder las especificaciones del fabricante.

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . Se debe utilizar un soporte que posicione la fuente radioactiva lejos de los tableros, paredes, techos y otros medios de dispersión sin restringir el flujo gamma desde la fuente a la sonda. Se recomiendan pruebas adicionales utilizando radionúclidos distintos al Tc^{99m} si la sonda debe utilizarse en aplicaciones que impliquen otros radionúclidos. Si se utilizan otros radionúclidos, el sistema de la sonda debe configurarse de acuerdo a las condiciones clínicas. La tasa de conteos no debe exceder la región de la tasa de conteos lineal del sistema” [10].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona una fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57} centrada a una distancia mínima de 30 mm de la sonda en el aire (como se representa en la **Figura 9**). Se cuantifica la capacidad de conteos de la sonda u otro analizador de canal único o múltiple, o equipo equivalente para generar una representación gráfica del espectro de radiación incidente no dispersada. La señal para el analizador multicanal debe tomarse inmediatamente antes de que el pulso pase al analizador de altura de pulso

del sistema, para asegurar que se ha producido la amplificación del pulso. Se deben obtener al menos 5000 conteos en el canal del pico” [10].

Cálculos y análisis.

“Se le asignan los conteos medidos al centro del canal de adquisición. El FWHM se calcula estimando el punto más alto de un ajuste parabólico y sus dos puntos próximos, y se usa la interpolación lineal para estimar entre puntos de lectura al nivel de 50 %” [10].

“La resolución debe ser reportada en valores de energía absolutos, expresada en keV, o en valores relativos (en porcentaje de la energía completa), como se muestran en las ecuaciones 3 y 4, respectivamente.

$$\text{Resolución energética (keV)} = \text{keV}_{\text{canal A}} - \text{keV}_{\text{canal B}} \quad (\text{Ecuación 32})$$

$$\text{Resolución energética (\%)} = \frac{\text{Canal B} - \text{Canal A}}{\text{Canal}_{\text{pico}}} \quad (\text{Ecuación 33})$$

Una resolución de energía alta significa que hay menos incertidumbre de la energía de radiación gamma entrante que aparece en el espectro de energía detectado por la sonda. Esto permite que la radiación gamma específica sea identificada precisamente por la sonda” [10].

11) Blindaje lateral y posterior.

Esta prueba tiene por objetivo determinar el blindaje lateral y posterior de la sonda, la cual debe cumplir o exceder las especificaciones del fabricante. “Esta característica se registra a veces como efectividad del blindaje lateral/posterior (mayor número de porcentaje es mejor) o sensibilidad por fugas (menor valor de cps o porcentaje es mejor) ” [10].

Condiciones de la medición.

“El radionúclido usado para esta medición puede ser Tc^{99m} o Co^{57} . Se debe utilizar un soporte que posicione la fuente radioactiva en estrecho contacto con el colimador externo de la sonda, al lado y atrás de la abertura del detector de la sonda. Se recomiendan pruebas adicionales utilizando radionúclidos distintos al Tc^{99m} si la sonda debe utilizarse en aplicaciones que impliquen otros radionúclidos. Si se utilizan otros radionúclidos, el sistema de la sonda debe configurarse de acuerdo con las recomendaciones del fabricante para el radionúclido seleccionado” [10].

“La actividad de la fuente radioactiva debe ser lo suficientemente grande como para detectar una ruptura del 0,1 % de los fotones incidentes. El operador puede estimar esto desde la sensibilidad de la sonda a una fuente en el aire. Por ejemplo, si la sensibilidad debido a una fuente radioactiva en el aire es 10000 cps/MBq, separadas a 10 mm, la tasa de conteos para el incremento del 0,1 % es de 10 cps/MBq. Se recomienda que la actividad de la fuente radioactiva se aumente alrededor de 10 MBq para dar una mayor tasa de conteos durante la búsqueda de la penetración. Las dimensiones de la fuente radioactiva deben ser de 2 mm o menos” [10].

Procedimiento de medición.

“Se posiciona la fuente radioactiva dentro de un guante de látex limpio y se asegura de que la fuente esté inmovilizada, de manera que la distancia entre la fuente y las manos de los operadores sea de al menos 30 cm, para minimizar la dosis a las extremidades durante la prueba” [10].

“Se mueve la fuente radioactiva para que esté en contacto con el lado de la sonda fuera de la abertura del detector. Con la fuente radioactiva tocando el cuerpo de la sonda, se mueve la fuente (no más de unos pocos mm por segundo) a lo largo de toda la superficie exterior de la carcasa de la sonda” [10].

“Se registra la tasa de conteos más alta ($\text{cps}_{\text{fugas}}$) detectada por la sonda durante todo este tiempo en que la fuente se mueve sobre la superficie de la sonda y la posición de los conteos más alta en relación con la punta de la sonda. Las lecturas deben ser completadas en un tiempo suficientemente corto para tener un decaimiento radiactivo de menos del 5 % de su vida media o las lecturas tendrán que ser corregidas” [10].

Cálculos y análisis.

“Se divide la tasa de conteos más alta observada mientras se mueve la fuente radioactiva sobre toda la superficie de la sonda por la intensidad de la fuente (en MBq) para obtener un valor normalizado para la sensibilidad debido a las fugas. Las lecturas deben completarse dentro de un tiempo suficientemente corto para que la desintegración radiactiva sea inferior al 5 % de su vida media (por ejemplo, dentro de los 20 minutos para $\text{Tc}^{99\text{m}}$) o las lecturas deberán corregirse por decaimiento. Se puede utilizar una de las dos ecuaciones (5 y 6) que se muestran a continuación para obtener la eficacia del blindaje lateral/posterior.

$$\text{Efectividad del blindaje (\%)} = \frac{\text{CPS/MBq}_{\text{eje}} - \text{CPS/MBq}_{\text{perdida}}}{\text{CPS/MBq}_{\text{eje}}} \quad (\text{Ecuación 34})$$

$$\text{Pérdida de sensibilidad (\%)} = \frac{\text{CPS/MBq}_{\text{perdida}}}{\text{CPS/MBq}_{\text{eje}}} \quad (\text{Ecuación 35})$$

Mayor blindaje es mejor ya que permite discriminar conteos de puntos calientes adyacentes a la dirección de la sonda” [10].

2.2.2. Pruebas de control de calidad.

Estas pruebas miden el rendimiento de forma rutinaria para asegurar el funcionamiento estable, exacto y seguro de las SIG, dentro de las especificaciones del fabricante.

Las fallas de las SIG podrían resultar en malos procedimientos diagnósticos y quirúrgicos, e incluso un mayor riesgo de lesión al paciente y al operador. Al preparar estas directrices, se enfatizaron los indicadores más sensibles de los cambios en el rendimiento o la integridad de la sonda que pudieran conducir a un rendimiento deficiente o a la lesión del paciente o del operador. Casi todos los modos de fallo internos de una SIG que incluyen daño al detector y fallo de componentes eléctricos afectarán la sensibilidad de la sonda. En muchos casos, otras medidas de rendimiento también pueden verse afectadas, pero la sensibilidad es el mejor método general para determinar si ha cambiado el rendimiento interno de la sonda. El uso de la sonda que ha experimentado un cambio inexplicable en la sensibilidad podría resultar en la falla de detectar correctamente la emisión radiactiva del tejido objetivo. En algunos casos, el cirujano puede no encontrar tejido con captación de radiotrazador, y en otros casos, los cirujanos pueden quitar innecesariamente el tejido sin captación (o baja captación) del radiofármaco.

La mayoría de los modos de fallos externos pueden afectar la integridad física de la sonda y del cable, aumentando el riesgo de un diagnóstico incorrecto en el paciente. El examen de rutina de la sonda y el cable es el mejor indicador general de su estado externo e interno.

Las pruebas de controles de calidad establecidos por la NEMA NU-3 son los siguientes:

1) Sensibilidad.

Esta prueba tiene por objetivo determinar la sensibilidad de la sonda a una distancia fija en aire, o si es más conveniente en un medio dispersor. “El propósito de este

control de calidad es demostrar que la tasa de conteos detectada por el sistema de la sonda es consistente en el tiempo cuando todos los demás factores son constantes. Es necesario tener en cuenta que las emisiones de la fuente requieren cálculos de la corrección del decaimiento de la fuente. La estabilidad de la sensibilidad a largo plazo es la medida más importante y debe evidenciar cualquier modo de fallo incluyendo, daño del cristal, disminución de la ganancia de la sonda, desvío de la ventana de energía, etc.” [10].

Condiciones de la medición.

“Para esta medición se debe tener una fuente radioactiva sellada, de largo período de semidesintegración, tal como Co^{57} . Se debe colocar la fuente radioactiva puntual en el centro del campo de visión a una distancia de aproximadamente 30 mm, u otra distancia conveniente (por ejemplo, se pueden elegir otras distancias debido a la disponibilidad de los soportes de fuente fija o para fuentes disponibles para dar unos conteos dentro de la región de tasa de conteo lineal de la sonda. Se asegura que la línea central de la fuente radioactiva a la sonda esté al menos a 50 mm de algún material de dispersión adyacente, y la sonda debe colocarse de forma reproducible. La tasa de conteos no debe exceder la región de conteos lineal del sistema” [10].

“Si la sonda va a utilizarse en aplicaciones que impliquen radionúclidos distintos del $\text{Tc}^{99\text{m}}$, se recomienda realizar pruebas adicionales utilizando estos radionúclidos. Si se utilizan otros radionúclidos, el sistema de la sonda debe configurarse de acuerdo con las recomendaciones del fabricante para el radionúclido seleccionado y los resultados de la prueba deben estar claramente registrados. La ventana de energía debe ajustarse según lo recomendado por el fabricante para la detección del isótopo que se va a utilizar clínicamente, siempre que el espectro de energía de la fuente proporcione una tasa de conteos suficiente dentro de la ventana de energía (por ejemplo, la sensibilidad del $\text{Tc}^{99\text{m}}$ se puede valorar con una fuente Co^{57} con una ventana de energía del $\text{Tc}^{99\text{m}}$). Esto dependerá de la resolución de energía del detector y del conjunto de ventanas de energía. La mayoría de los sistemas tienen

suficiente sensibilidad y ancho de ventana para usar una fuente de Co^{57} con una ventana de $\text{Tc}^{99\text{m}}$ [10].

Para esta prueba, es importante que todos los factores sean fijos y reproducibles. La orientación de la fuente radioactiva a la sonda debe ser la misma, o contar con la misma geometría que la utilizada al momento de la caracterización, en este último caso se debe conocer de forma precisa la actividad inicial de la fuente utilizada.

Procedimiento de medición.

“Se coloca la sonda a una distancia fija y constante de la fuente radioactiva puntual en el aire, o material de dispersión. La actividad de la fuente se debe poder determinar con una exactitud de $\pm 5\%$, con dimensiones de 5 mm o menos. Se debe asegurar que la configuración geométrica sea reproducible y estable con una distancia fija entre la sonda y la fuente” [10].

“Se recomienda programar el equipo para registrar un mínimo de 5000 conteos. Se determina y registra el promedio de las cps detectadas. Se corrige por decaimiento y se compara con las medidas anteriores, teniendo en cuenta la variabilidad inherente en los conteos” [10].

Cálculos y análisis.

“El cálculo está dirigido a identificar el cambio en la sensibilidad. Si se utiliza la misma fuente radioactiva sellada para este procedimiento, los conteos en un período fijo de tiempo solo tendrán que ser corregido y reportado. Si se preparan diferentes fuentes radioactivas líquidas en cada prueba, se debe calcular los cps/MBq para la distancia especificada desde la punta de la sonda. Los resultados de las pruebas deben demostrar la consistencia de la sensibilidad en el tiempo ” [10].

Esta prueba debe realizarse cada día en que se utilice la sonda y se debe mantener la estabilidad de la sensibilidad a largo plazo. Realizar esta prueba y analizar los resultados de las mediciones debe tardar menos de 10 minutos.

2) Inspección Visual.

“Esta prueba tiene por objetivo realizar una inspección visual como control de calidad para las sondas y los cables. Las sondas son instrumentos quirúrgicos delicados que pueden dañarse por manipulación incorrecta o choque mecánico. Cualquier daño físico o degradación podría afectar el rendimiento o el uso seguro de la sonda. Las sondas o cables que tienen cortes pueden proporcionar sitios de contaminaciones, aumentando el riesgo de infección. Las sondas que tienen abolladuras u otra evidencia de choque mecánico pueden tener daño interno del detector, lo que podría causar pérdida de sensibilidad, cambio o degradación en la respuesta espectral u otros problemas que podrían impedir que el dispositivo se ejecute con precisión. Los cables que tienen alambres expuestos o contactos eléctricos pueden suponer un mayor riesgo de descarga eléctrica” [10].

Se debe inspeccionar visualmente las señales del cable o daños físicos, tales como cortes, secciones parcial o totalmente trituradas del cable o cables expuestos, blindaje o aislamiento; así como la sonda y los colimadores para detectar signos de daño mecánico. La inspección visual y física debe realizarse cada vez que se utilice la sonda.

3) Fuente de Poder.

Esta prueba tiene por objetivo comprobar la fuente de alimentación (en sistemas con alimentación interna) para asegurar que las baterías son capaces de suministrar los consumos totales de energía para la duración prevista de uso. “La capacidad de las fuentes de energía interna debe ser comprobada para evitar la pérdida de potencia durante un procedimiento quirúrgico. Se debe comprobar la potencia de alimentación antes de cada uso” [10].

2.2.3. Resumen de las pruebas de aceptación y controles de calidad.

En esta sección se realizó una simplificación de las pruebas de aceptación y de los controles de calidad, anteriormente mencionados. En la **Tabla 3** se muestra un cuadro comparativo de la dificultad de cada prueba según los materiales específicos

necesarios y los procedimientos de medición, versus las ventajas de emplear el maniquí de forma que se omitan estos materiales y/o disminuir la dificultad de realización de las pruebas.

Tabla 3. Resumen comparativo de las pruebas de aceptación y controles de calidad a las SIG.

Pruebas de aceptación		
Prueba	Materiales y procedimientos	Ventajas de usar el maniquí
1	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co⁵⁷. -Un soporte para la fuente. -Un soporte para la sonda. -Instrumento para medir el desplazamiento de la sonda. - Posicionar la fuente a 0, 10, 20 y 30 mm en aire con respecto a la sonda. -Registrar al menos 10000 conteos por punto. 	<ul style="list-style-type: none"> -Dimensiones adecuadas para evitar materiales adyacentes que provoquen dispersión. -Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y de la fuente. -Desplazamiento de la sonda guiado por motores.
2	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co⁵⁷. -Un soporte para la fuente radioactiva. -Un soporte para la sonda. -Recipiente de agua con no menos de 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad. -Instrumento para medir el desplazamiento de la sonda. -Posicionar la fuente a 10, 30 y 50 mm de profundidad en agua con respecto a la sonda. 	<ul style="list-style-type: none"> -Dimensiones apropiadas que permiten un volumen adecuado de agua. -Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda perpendicular a la superficie del agua. -Desplazamiento de la sonda guiado por motores. -Posicionamiento preciso y reproducible de la fuente.

	-Registrar 10000 conteos por punto.	
3	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57}. -Un soporte para la fuente radioactiva. -Un soporte para la sonda. -Instrumento para medir la distancia de la sonda a la fuente. -Posicionar la fuente lateralmente a 50 mm de la sonda. -Registrar al menos 10000 conteos. 	<ul style="list-style-type: none"> -Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y de la fuente. -Desplazamiento de la sonda guiado por motores.
4	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57}. -Un soporte para la fuente radioactiva. -Un soporte para la sonda. -Recipiente de agua con no menos de 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad. -Instrumento para medir la distancia de la sonda a la fuente. -Posicionar la sonda lateralmente a 50 mm de la fuente radiactiva (ubicada la sonda y la fuente fuera del recipiente de agua). -Registrar al menos 1000 conteos. 	<ul style="list-style-type: none"> -Dimensiones apropiadas que permiten un volumen adecuado de agua. -Posicionamiento preciso y reproducible de la fuente.
5	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57}. -Un soporte para la fuente radioactiva. -Un soporte para la sonda. -Recipiente de agua con no menos de 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad. -Instrumento para medir el desplazamiento de la sonda. -Posicionar la fuente a 30 mm de profundidad en agua de la sonda y, tomar 	<ul style="list-style-type: none"> -Dimensiones apropiadas que permiten un volumen adecuado de agua. -Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda perpendicular a la superficie del agua. -Desplazamiento de la sonda guiado por motores. -Posicionamiento preciso y

	<p>medidas a distancias laterales variables (-50 mm a +50 mm).</p> <p>-Registrar 5000 conteos en el pico, y al menos 500 conteos por punto.</p>	reproducible de la fuente.
6	<p>-Fuente de Tc^{99m} distribuida uniformemente en agua.</p> <p>-Un soporte para la sonda.</p> <p>-Recipiente de agua con no menos de 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad.</p> <p>-Posicionar la sonda en el centro del recipiente de agua.</p> <p>-Registrar un total de 10000 conteos.</p>	<p>-Dimensiones apropiadas que permiten un volumen adecuado de agua.</p> <p>-Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda perpendicular a la superficie del agua.</p>
7	<p>-Fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57}.</p> <p>-Un soporte para la fuente radioactiva.</p> <p>-Un soporte para la sonda.</p> <p>-Registrar 10000 conteos en cada medición.</p>	-Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y de la fuente.
8	<p>-Fuente puntual de Tc^{99m}.</p> <p>-Un soporte para la fuente radioactiva.</p> <p>-Un soporte para la sonda.</p> <p>-Recipiente de agua con no menos de 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad.</p> <p>-Instrumento para medir la distancia de la sonda a la fuente.</p> <p>-Posicionar la fuente a 30 mm de profundidad en agua de la sonda.</p> <p>-Realizar mediciones en intervalos de tiempo con un 10 % de cambio de la actividad de la fuente radioactiva.</p>	<p>-Dimensiones apropiadas que permiten un volumen adecuado de agua.</p> <p>-Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda perpendicular a la superficie del agua.</p> <p>-Posicionamiento preciso y reproducible de la fuente radioactiva.</p>

9	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57}. -Un soporte para la fuente radioactiva. -Un soporte para la sonda. -Recipiente de agua con no menos de 20 cm de ancho x 20 cm de largo x 15 cm de profundidad. -Instrumento para medir la rotación de la sonda. -Posicionar la fuente a 30 mm de profundidad en agua de la sonda y, tomar medidas orientando la sonda en ángulos variables (-90° a $+90^\circ$). -Registrar 5000 conteos en el pico y al menos 500 conteos por punto. 	<ul style="list-style-type: none"> -Dimensiones apropiadas que permiten un volumen adecuado de agua. -Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda perpendicular a la superficie del agua. -Movimiento angular exacto de la sonda guiado por motores. -Posicionamiento preciso y reproducible de la fuente radioactiva.
10	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57}. -Un soporte para la fuente radioactiva. -Un soporte para la sonda. -Instrumento para medir la distancia de la sonda a la fuente. -Posicionar la fuente a 30 mm de la sonda en el aire. -Registrar al menos 5000 conteos en el pico. 	<ul style="list-style-type: none"> -Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y de la fuente radioactiva. -Dimensiones adecuadas para evitar materiales adyacentes que provoquen dispersión.
11	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57}. -Un soporte para la fuente radioactiva. -Un soporte para la sonda. -Posicionar la fuente en contacto con el colimador externo de la sonda, tomar medidas moviendo la fuente por el lado y por atrás de la abertura del detector de la sonda. 	<ul style="list-style-type: none"> -Protección radiológica ocupacional. -Movimiento preciso de la sonda alrededor de la fuente.

Pruebas de control de calidad		
Prueba	Materiales y procedimientos	Ventajas de usar el maniquí
1	<ul style="list-style-type: none"> -Fuente puntual de Tc^{99m} o Co^{57}. -Un soporte para la fuente radioactiva. -Un soporte para la sonda. -Instrumento para medir la distancia de la sonda. -Posicionar la fuente a 30 mm de la sonda en el aire. -Registrar no menos de 5000 conteos. 	<ul style="list-style-type: none"> -Dimensiones adecuadas para evitar materiales adyacentes que provoquen dispersión. -Posicionamiento preciso y reproducible de la sonda y de la fuente radioactiva.
2	-Inspeccionar visualmente los daños físicos en la sonda, los colimadores y los cables.	-No tiene utilidad en este tipo de prueba.
3	<ul style="list-style-type: none"> -Comprobar el estado de las baterías. -Instrumento para comprobar el estado de las baterías (para aquellas sondas inalámbricas) 	-No tiene utilidad en este tipo de prueba.

Como se puede evidenciar en la tabla anterior, la utilización del maniquí diseñado en las pruebas de aceptación y controles de calidad resulta ser un dispositivo ventajoso en cuanto al posicionamiento preciso y reproducible de las sondas, además de incorporar desplazamientos automatizados lo que hace que las pruebas sean menos complejas desde el punto de vista técnico, permitiendo reducir el tiempo de exposición a fuentes radioactivas, lo que es una ventaja en cuanto a la protección radiológica del operador que realiza las comprobaciones a las SIG.

2.3. Justificación de las pruebas de aceptación a las SIG.

Las siguientes secciones proporcionan la importancia que tienen la realización de las pruebas de aceptación a las SIG.

2.3.1. Justificación de las pruebas de sensibilidad y resolución espacial.

“La dispersión en el cuerpo es una consideración importante en la detección de radionúclidos, pero algunas pruebas se hacen sin dispersión para identificar el rendimiento sin los efectos de la dispersión. Por ejemplo, la medición de la sensibilidad y la resolución espacial en el aire proporciona información sobre el desempeño de estos aspectos, mientras que repetir estos con material de dispersión da una medida más directamente comparable al desempeño en la práctica clínica. Durante el procedimiento clínico es normal extraer del paciente uno o varios ganglios y medirlos durante cierto intervalo, usualmente en contacto, para determinar cuál realmente es el ganglio centinela; esto se realiza fuera del paciente y por tanto es muy similar a la medición de sensibilidad en aire. La prueba de resolución espacial permite determinar la distancia mínima a la que pueden estar dos ganglios antes de que el sistema los considere como uno solo” [10].

2.3.2. Justificación de la prueba de sensibilidad con dispersión.

“La sensibilidad con dispersión es una característica de rendimiento importante cuando se busca un ganglio de actividad baja en presencia de la actividad del fondo o de otros ganglios cercanos. Un ejemplo de esto es la localización del nodo centinela con alta actividad adyacente al sitio de inyección. Esta prueba simula las condiciones reales de operación y permite cuantificar la capacidad del sistema de discriminar fotones con energías muy cercanas al fotopico y por tanto fotones que han sufrido efecto Compton. Permite estudiar la capacidad de los colimadores y establecer por ejemplo si el sistema se podría usar sin colimador, es decir, cuales son la capacidades del o los colimadores” [10].

2.3.3. Justificación de la prueba de sensibilidad a la actividad distribuida en agua.

“La sensibilidad a la actividad distribuida en agua es relevante para la detección de puntos calientes localizados en un fondo disperso” [10].

2.3.4. Justificación de la prueba de estabilidad de la sensibilidad a corto plazo en aire.

“Durante la cirugía el usuario es guiado por cambios en la tasa de conteos a medida que se mueve la sonda. Los cambios falsos debido a la variabilidad en la sensibilidad del sistema afectan directamente este proceso” [10].

2.3.5. Justificación de la prueba de capacidad de tasa de conteos en un medio dispersor.

“Los detectores de radiación están limitados por efectos de tiempo muerto a altas tasas de conteos. Esto puede afectar la visualización precisa de la tasa de conteos en presencia de alta actividad (por ejemplo, localización paratiroidea). Esta prueba permite determinar el rango de actividad bajo el cual el equipo responde de forma lineal y por tanto permite definir parámetros importantes, como por ejemplo la cantidad máxima de material radiactivo que se puede inyectar” [10].

2.3.6. Justificación de la prueba de resolución energética.

“En una sonda tener buena resolución energética permitirá rechazar una mayor proporción de los fotones dispersos, manteniendo al mismo tiempo la sensibilidad. Por lo tanto, la medición directa de la resolución de energía debe identificar un buen rendimiento del sistema. Otras mediciones, incluyendo el rechazo de la dispersión, la sensibilidad y la resolución con el medio de dispersión, indican el funcionamiento final del sistema al tratar con la dispersión. La caracterización de este parámetro permite establecer las ventanas óptimas de energía para los distintos isótopos y para los distintos procedimientos, es por esto que las sondas permiten guardar distintas configuraciones preestablecidas de forma que el operador durante la cirugía pueda cambiar estas características en la sonda” [10].

2.3.7. Justificación de la prueba de blindaje lateral y posterior.

“Se necesita un buen blindaje para buscar puntos de baja actividad con alta actividad en regiones cercanas. Para la localización del ganglio centinela, el blindaje sólo debe permitir la penetración del 0,1 % de los fotones o menos, ya que en la

localización del GC la actividad del ganglio puede ser de 0,1 % o menos de la dosis inyectada y el punto de inyección puede estar cerca del lugar de búsqueda. Es importante destacar que una falla en los blindajes podría llevar a que se confundan ganglios sin captación con ganglios que captaron el radionúclido" [10].

2.4. Antecedentes.

En la actualidad, existen varias publicaciones regionales e internacionales [5, 9, 19, 20, 21, 22, 23, 24] donde se ha implementado maniquís o han incorporado mecanismos para realizarle las pruebas de aceptación y controles de calidad a las SIG. Sin embargo, estas herramientas en algunas ocasiones no pueden reproducir las mediciones y/o realizar todas las pruebas de aceptación publicadas por la NEMA-NU 3.

Por otro lado, el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital San Juan de Dios ha desallorado localmente un maniquí, el cual es empleado actualmente en el control de calidad de diferentes modelos de sondas. Este maniquí presenta algunas limitaciones las cuales fueron corregidas en esta investigación, gracias a la experiencia con que cuentan los profesionales involucrados en el diseño de dicho maniquí. En la **Figura 18** se muestra el maniquí implementado en el Servicio de Medicina Nuclear.



Figura 18. Maniquí del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital San Juan de Dios para el control de calidad de las SIG. [Tomada del Servicio de Medicina Nuclear].

Teniendo en cuenta lo anteriormente mencionado, se dispone realizar en esta investigación el diseño del maniquí.

2.5. Diseño del maniquí.

A partir del análisis de la bibliografía consultada [5 - 24] se llegó a la conclusión que un maniquí a escala de laboratorio, adecuado para la realización de las pruebas de aceptación y controles de calidad a las SIG según la NEMA NU-3 debe contar con las siguientes especificaciones: una base cúbica con dimensiones suficientes que permitan el movimiento de las sondas en los ejes X, Y y Z, así como evitar en algunas mediciones la dispersión de la radiación gamma por los materiales adyacentes; motores paso a paso para permitir el movimiento preciso en ángulos pequeños y por pasos en ambas direcciones; posicionador para las SIG; posicionador para las fuentes radiactivas; cables de conexión y cables de movimientos.

2.5.1. Requisitos de diseño para el maniquí.

Los requisitos tomados en cuenta para el diseño del maniquí fueron los siguientes:

1. Modelo de maniquí abierto para el llenado de agua.
2. Materiales resistentes a la corrosión, con la menor atenuación posible a la radiación gamma y fáciles de adquirir.
3. Dimensiones adecuadas para su empleo en el laboratorio y que a la vez pueda satisfacer a la mayoría de las SIG actualmente ofertadas en el mercado.
4. Movimientos de rotación y de traslación en los ejes X, Y y Z, mediante motores de precisión. El uso de un controlador que permita un fácil uso y control de los motores así como de todo el sistema.
5. Garantizar la reproducibilidad de todas las pruebas y en diferentes modelos de sondas.

6. Diseño sencillo, económico y que permita el posicionamiento adecuado de las SIG y de las fuentes radiactivas.

Teniendo en cuenta esto, los planos de diseño del maniquí y piezas interiores fueron elaborados mediante el uso del programa AUTOCAD 2018 (ver **Anexos 2**). Este es un software de diseño asistido por computadora utilizado para dibujo en dos dimensiones (2D) y modelado en tres dimensiones (3D). En la **Figura 19** se muestra la representación esquemática del maniquí en una vista isométrica.

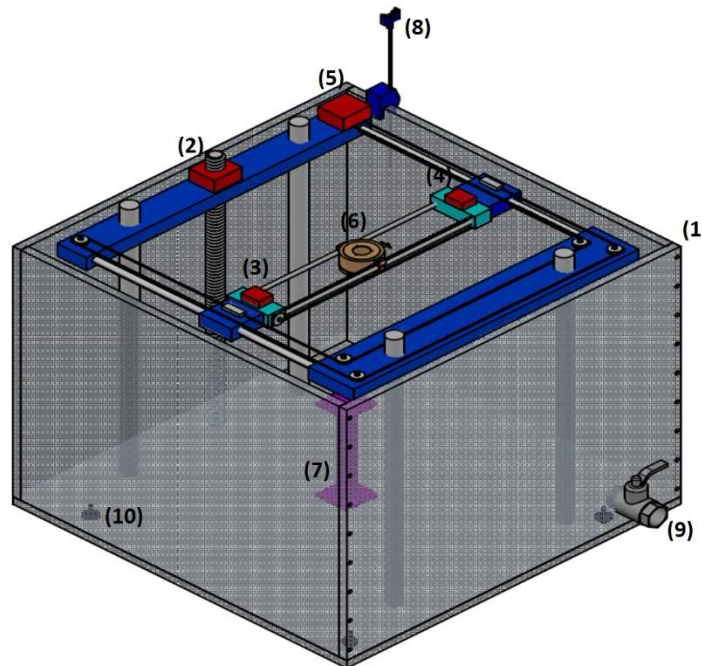


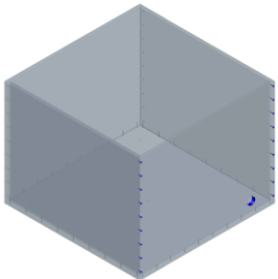

Figura 19. Representación esquemática del maniquí. (1) Base cúbica de acrílico; (2), (3), (4), (5) motores paso a paso; (6) posicionador de las SIG; (7) posicionador de las fuentes radiactivas; (8) posicionador de los cables; (9) llave de chorro; (10) tornillos de nivelación. [Elaboración propia].

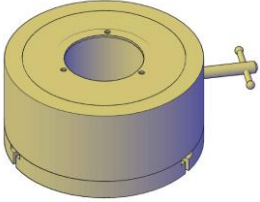
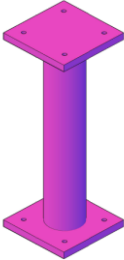

El maniquí está constituido por una base cúbica de acrílico de 50 cm de ancho x 50 cm de largo x 40 cm de altura, con una capacidad útil de 100 L.

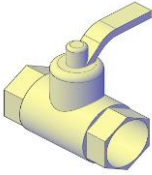

2.5.2. Descripción de los principales componentes del maniquí.

En la **Tabla 4** se describen las funciones que tienen cada pieza diseñada en el maniquí.

Tabla 4. Descripción de la función que cumple cada pieza en el maniquí.

Piezas del maniquí	Características y/o función que cumplen
<p>Base cúbica de acrílico</p> 	<p>Está formada por 6 láminas de acrílico; dos de ellas de 53.6 cm de largo x 40 cm de ancho, otras dos de 50 cm de largo por 40 cm de ancho, una lámina cuadrada de 53.6 cm y otra lámina cuadrada de 45 cm; todas de 18 mm de espesor. Las láminas estarán unidas entre sí por tornillos plásticos pequeños que serán fabricados en una impresora en 3D. En la vista lateral de los Anexos 2 se puede ver las distancias entre tornillos.</p>
<p>Motores paso a paso</p> 	<p>Los motores paso a paso son dispositivos electrónicos que transforman impulsos eléctricos en movimientos de giros controlados, lo que le permite efectuar un movimiento muy preciso en ángulos pequeños y por pasos en ambas direcciones. Estos motores permitirán el movimiento de las SIG en los ejes X, Y y Z, además el movimiento angular en un rango de 180°. En la representación esquemática del maniquí, mostrada en la Figura 19, el motor (2) presenta un husillo integrado de 42 cm de largo y 8 mm de diámetro. Los 4 motores paso a paso que posee el maniquí son bipolares, tienen un ángulo de paso de 1.8° (200 pasos por vuelta), son los motores más sencillos de conseguir y los más comunes en los proyectos de Arduino.</p>
<p>Posicionador de las SIG</p>	<p>Es uno de los componentes más importantes y complejos en el diseño del maniquí. Este dispositivo fue diseñado siguiendo la estructura de los platos de</p>

	<p>sujeción que se usan en los tornos. La Figura 20 muestra la representación esquemática de este posicionador en una vista isométrica. Este dispositivo está constituido por 3 mordazas, las cuales permiten asegurar un cierre preciso de objetos cilíndricos, como lo son las SIG. Los mismos cierran o abren simultáneamente sus mordazas por medio de una llave de ajuste. La Figura 21 muestra las piezas internas del posicionador de las SIG. Esta pieza del maniquí permitirá inmovilizar las SIG y brinda la posibilidad de reproducir el posicionamiento de diferentes modelos. Se espera construir este elemento en una impresora en 3D basándonos en los planos del diseño por partes elaborados en AUTOCAD, los cuales se muestran en los Anexos 3.</p>
<p>Posicionador de las fuentes radiactivas</p> 	<p>Es un cilindro con dos bases cuadradas en cada extremo, todos los componentes creados en acrílico con una altura total de 15 cm. Esta pieza permitirá ubicar fuentes radiactivas de pequeña longitud, la cual se puede retirar del maniquí en caso de que se usen fuentes radiactivas largas. Se espera construir esta pieza en una impresora en 3D basándonos en el plano del diseño elaborado en AUTOCAD, las medidas se indican en los Anexos 2.</p>
<p>Posicionador de los cables</p> 	<p>El maniquí posee un posicionador de cables, para ubicar en los cables provenientes de los motores paso a paso y el de las sondas intraoperatoria gamma. La función de esta pieza es mantener los cables ubicados distantes a las piezas principales para que no interfieran durante las pruebas.</p>

<p>Llave de chorro</p> 	<p>La llave de chorro permitirá expulsar el agua de las pruebas que necesitan simular la dispersión.</p>
<p>Tornillos de nivelación</p> 	<p>La base del maniquí tiene 4 tornillos de nivelación que podrán asegurar el correcto posicionamiento del maniquí.</p>

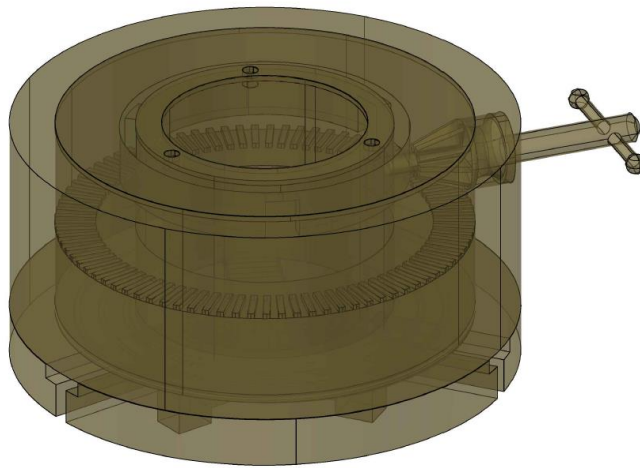


Figura 20. Representación isométrica del posicionador de las sondas intraoperatorias gamma. [Elaboración propia].

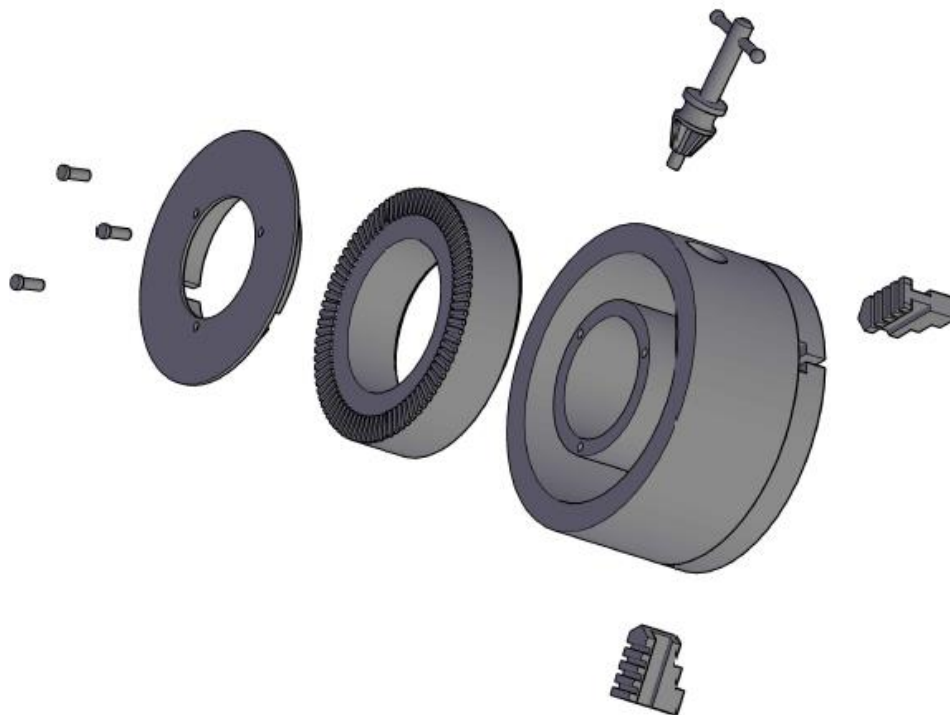


Figura 21. Representación de las piezas internas del posicionador de las sondas intraoperatorias gamma. [Elaboración propia].

El maniquí diseñado presenta dos limitantes importantes, para algunas sondas de alta energía y para sondas de detección laparoscópica. Para las sondas de alta energía que posean diámetros superiores a los 34 mm no pueden usarse en el maniquí, debido a que esta es la medida máxima del diámetro inferior del posicionador de las SIG. Para las sondas de detección laparoscópica que tengan longitudes superiores a los 250 mm no pueden usarse en la prueba de resolución angular en un medio dispersor. No obstante, en la **Tabla 1** mostrada anteriormente, se reflejan varios modelos de SIG donde se puede verificar que la mayoría de ellas se pueden emplear en el maniquí diseñado.

2.6. Diseño y construcción de la impresora 3D.

Según la publicación de Bordignon, titulada: *Diseño e impresión de objetos 3D: una guía de apoyo a escuelas*; donde nos explica que “la fabricación digital consiste en materializar objetos a partir de archivos digitales, utilizando para esto

una máquina controlada por una computadora. Gracias a este mecanismo se logran varias ventajas, desde mejorar procesos de diseño, obtener piezas personalizadas o reducir costos de producción, hasta fabricar formas complejas que no serían posibles con las tecnologías tradicionales” [25].

“En la actualidad no existe una técnica única de impresión, así como tampoco un único tipo de insumo material. Algunas máquinas utilizan tecnología aditiva, por ejemplo, las que funden un material plástico o solidifican una resina artificial utilizando un láser; otras, por el contrario, utilizan una técnica sustractiva, como las que realizan esculturas a partir de un bloque macizo. Los materiales de insumo pueden variar desde plásticos a resinas, metales, vidrio, cerámicas o incluso concreto” [25].

Según la *Guía técnica de impresión 3D*; nos describe que “las impresoras caseras trabajan normalmente con filamento de plástico. La tecnología detrás de esto, llamada normalmente modelado por deposición fundida, es una tecnología de impresión 3D que trabaja extruyendo un polímero termoplástico a través de una boquilla caliente, que se va depositando en una plataforma de construcción. El modelado también es considerado como una forma de fabricación aditiva, que es al mismo tiempo un proceso de unión de materiales para crear objetos a partir de los datos de un modelo 3D, normalmente capa sobre capa” [26].

“El proceso involucra un filamento de plástico que es alimentado por un carrete a la boquilla, donde el material es fundido y licuado y se "dibuja" en la plataforma. Tan pronto como toca la superficie de impresión, el filamento se endurece mientras se deposita gradualmente, siguiendo una cierta estructura, para crear finalmente la impresión 3D. Cuando una capa es dibujada, la plataforma desciende la altura de una capa para que la impresora sea capaz de empezar a trabajar en la siguiente capa” [26].

Según la publicación de Bobo, titulada: *Diseño de una impresora 3D capaz de crear múltiples objetos simultáneamente*; nos indica que “mediante esta tecnología es posible obtener diferentes piezas sólidas a partir de un modelo digital y siempre sin usar las clásicas tecnologías de mecanizado. Además, una de las ventajas principales es la capacidad de estas impresoras de crear casi cualquier tipo de perfil en las diferentes piezas, con formas complejas que serían casi imposibles con técnicas tradicionales. También destaca la capacidad de resultar en un objeto físico, totalmente listo para el uso directamente desde el modelo 3D, sin necesidad de pasar por otros intermediarios” [27].

En este proyecto de investigación se necesitó diseñar y construir una impresora en 3D para posteriormente fabricar algunas piezas que requiere el maniquí, entre las que se encuentran: los tornillos que unirán las láminas de acrílico, el posicionador de las SIG, el posicionador de las fuentes radiactivas y otras piezas internas del maniquí. Todas estas piezas siguen el segundo requisito propuesto en el diseño del maniquí, que sean “materiales resistentes a la corrosión, con la menor atenuación posible a la radiación gamma y fáciles de adquirir”. Teniendo en cuenta esto, fue que surgió como una necesidad durante el planteamiento del maniquí la fabricación de la impresora 3D, es por ello por lo que no se encuentra entre los objetivos específicos de este proyecto de investigación, pero si debemos recalcar que prolongó el proyecto del maniquí. Sin embargo, la experiencia que ganamos haciendo esta impresora 3D nos va a permitir controlar los motores del maniquí de manera muy sencilla pues ya se conocen los programas, los manejamos y podemos programar todo en arduino y C++ si hiciera falta. En la **Figura 22** se muestra la impresora 3D diseñada por el M.Sc. Isaac Mora Zeledón utilizando el programa libre FreeCad, el cual es una aplicación libre de diseño asistido por computadora en tres dimensiones. Las vistas lateral, frontal, superior y posterior del diseño se muestran en los **Anexos 4**.

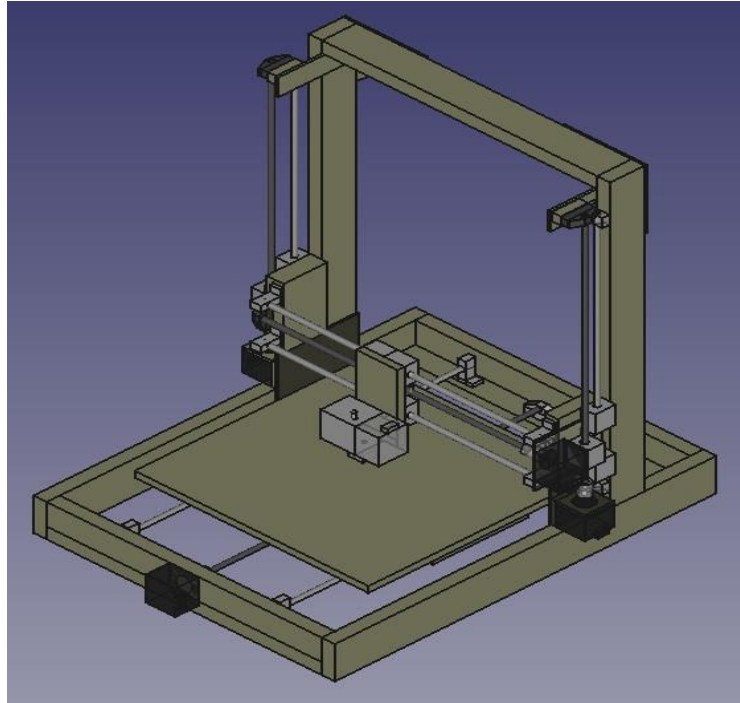


Figura 22. Diseño isométrico de la impresora 3D. [M.Sc. Isaac Mora Zeledón].

A diferencia de las impresoras más comunes que se consiguen en el mercado, cuyo volumen máximo de impresión ronda un sólido de base cuadrada de 15cm X 15cm y altura de 15 cm, la impresora que se construyó con el proyecto imprime como máximo un sólido con base cuadrada de 30 cm X 30 cm y altura de 25 cm. A parte de su aspecto sencillo, esta impresora construida desde cero brinda una precisión de impresión en su base (plano XY) de alrededor de 0,2 mm y en Z de 0,1 mm, permite imprimir con fibras de distintos materiales y con velocidades de impresión adecuadas para materiales de contornos curvilíneos y para figuras rectangulares. Hoy en día seguimos caracterizando el desempeño de la impresora y realizando pequeños ajustes para mejorarlo; este modelo, por ejemplo, no le hemos instalado cama caliente necesaria para impresiones con ciertos materiales como Nylon.

2.6.1. Funcionamiento de la impresora 3D.

“Todo comienza con hacer un diseño virtual del objeto que desea crear. Este diseño virtual se realiza en un archivo CAD (diseño asistido por computadora)

utilizando un programa de modelado 3D (para la creación de un objeto totalmente nuevo) o con el uso de un escáner 3D (para copiar un objeto existente). Un escáner 3D realiza una copia digital en 3D de un objeto. También hay muchos repositorios de archivos en línea donde puede descargar archivos 3D existentes que lo ayudarán a comenzar. El proceso de impresión 3D convierte un objeto en muchas, pequeñas rebanadas, luego lo construye de abajo hacia arriba, rebanada por rebanada. Las capas se acumulan para formar un objeto sólido” [26].

Para obtener el objeto que deseamos imprimir en 3D, son necesarios varios programas que uno tras otro, van procesando la información creada hasta poder tener físicamente el diseño deseado. Primeramente, debemos modelar la pieza deseada usando un software CAD; que podría ser el programa FreeCAD. A partir del modelo hecho en CAD, se convierte a un archivo en formato STL (Lenguaje de Teselación Standard), donde este es el formato neutral para la interfaz CAD y sistemas de impresión 3D.

“El fichero STL, es un formato de archivo informático de CAD, que define geometría de objetos 3D, excluyendo información como color, texturas o propiedades físicas que si incluyen otros formatos CAD. Un archivo STL describe una superficie triangulada estructurada en bruto por la unidad normal y vértices (ordenado por la regla de la mano derecha) de los triángulos usando un sistema de coordenadas cartesianas tridimensional. Coordenadas STL deben ser números positivos, no hay información de escala, y las unidades son arbitrarias” [28].

Según la publicación de Ponce, titulada: *Construcción y puesta en marcha de una impresora 3D modelo Rostock*; nos menciona que “este tipo de archivos lo pueden interpretar los programas de laminado, le aplican las condiciones que se configuren para cada impresora según su calibración para transformarlo en un conjunto de capas y como resultado se obtiene un archivo en formato GCODE (código G). Este archivo son las líneas de texto que van a dar las ordenes a la impresora sobre la velocidad de los motores, temperatura, los puntos a los que se

mueve, la cantidad de material que debe extruir, etc. El programa que al que se conecta y con el que comunica la impresora permite cargar este archivo. Por último, es necesario el firmware del microcontrolador, es decir, el programa que maneja la placa electrónica, que interpreta y ejecuta las ordenes enviadas en código G manejando el hardware de la impresora. Este archivo se puede ver, editar y cargar a la placa electrónica utilizando el software Arduino, el cual define las funciones que debe realizar la impresora” [29].

Teniendo en cuenta lo explicado anteriormente, en la **Figura 23** se muestra el proceso de impresión del posicionador de las SIG mediante la impresora 3D.

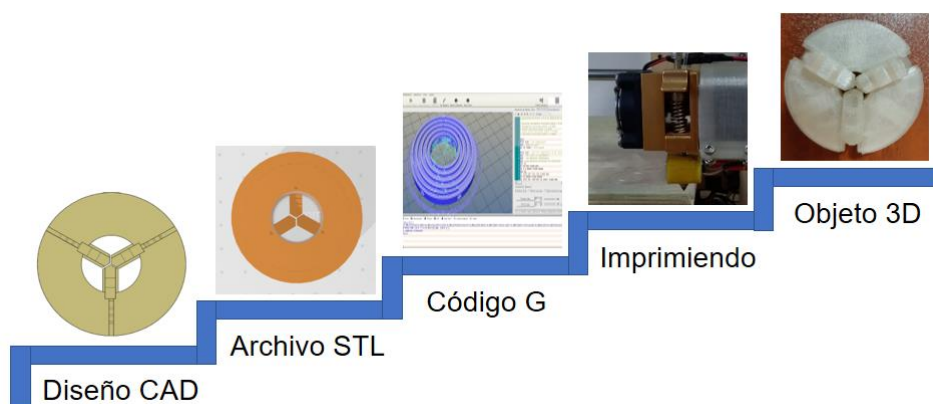


Figura 23. Proceso de impresión 3D del posicionador de las SIG [Elaboración propia].

2.6.2. Principales componentes de la impresora 3D.

En la **Figura 24** se representa los principales componentes de la impresora 3D construida por el M.Sc. Isaac Mora Zeledón.

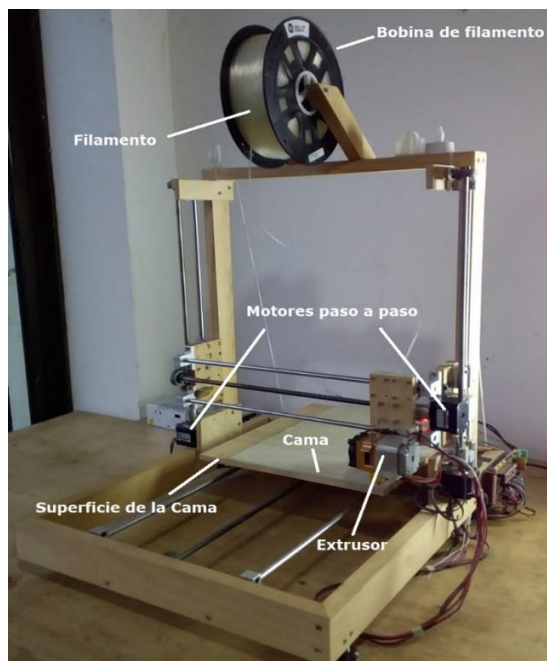


Figura 24. Componentes de la impresora 3D. [M.Sc. Isaac Mora Zeledón].

La impresora 3D al usar modelado por deposición fundida el filamento del material plástico se calienta y se extrude en la cama de la impresora. Luego, el plástico fundido se deposita en las coordenadas X e Y capa a capa, mientras la tabla de construcción baja el objeto en la dirección Z. De este modo la construcción del objeto se desarrolla desde la base hacia arriba.

En la **Tabla 5** se describen los componentes de la impresora 3D mostrada en la **Figura 24**.

Tabla 5. Descripción de los componentes de la impresora 3D.

Componentes	Características
Filamento	La impresora 3D usa un fino filamento termoplástico (plástico que se derrite al calentarse y solidifica a temperatura ambiente).
Cama	Es la superficie donde se deposita el material extruido. La cama de impresión (la superficie en la que se imprimen los objetos) es una hoja de cristal con algo de relieve encima para ayudar a que el plástico se pegue.

Superficie de la cama	La superficie de la cama ayuda a que el plástico se pegue en la cama durante la impresión, pero también ayuda a que pueda retirarse fácilmente cuando acabe la impresión.
Extrusor	Es la pieza de la impresora 3D que se encarga de derretir el material que se coloca capa a capa en la cama. Está compuesta por dos partes: extremo frío con motor, que atrae el filamento y lo empuja hacia dentro, y un extremo caliente donde el filamento se derrite y se rocía.
Motores paso a paso	La impresora 3D dispone de 4 motores paso a paso. Estos motores son los encargados de mover los distintos ejes de la impresora para con ello dar forma a los objetos que se imprimen. Utiliza dos motores que permiten el movimiento en el eje Z, uno para el eje X y otro para el eje Y.

El costo total de fabricación de la impresora 3D ascendió a los \$ 500, monto que fue tomado dentro del presupuesto destinado a la construcción del maniquí. Sobre este presupuesto nos referimos en la **sección 2.9**, el cual se valoró que la inversión en la impresora 3D era baja y que los beneficios eran muchos.

2.6.3. Beneficios de la impresora 3D.

La construcción de la impresora 3D nos permitirá elaborar nuestras propias piezas y de diferentes tipos, con buena calidad superficial y con excelente precisión, teniendo en cuenta que varios de los componentes del maniquí son difíciles de adquirir, complejos por las medidas que requieren y el material con que deben ser confeccionados. Además, cabe destacar que esta impresora 3D nos permitirá desarrollar piezas con ciertos perfiles que serían imposibles o muy costosas mediante procesos tradicionales.

Mediante la impresora 3D necesitaremos menos recursos humanos participando en las diferentes etapas en la construcción del maniquí; ya que los diseños de las diferentes piezas del maniquí pueden elaborarse y producirse en poco tiempo.

Podemos realizar verificaciones rápidas de las piezas en el maniquí; es más barato producir un prototipo 3D, y luego rediseñarlo si hiciera falta. Comparando con una fabricación tradicional basada en un mecanizado común, la cantidad de material desechado es mucho menor mediante esta impresora 3D. Obviamente esto tiene una influencia en el coste final de las piezas producidas para el maniquí.

Como mencionábamos anteriormente, uno de los beneficios más importantes que adquirimos con la fabricación de la impresora 3D es la experiencia ganada para controlar los movimientos de los motores del maniquí, así como el uso de Arduino para lograrlo. Recordar que el maniquí llevaría pegada una placa Arduino y una fuente de poder que alimente los motores paso a paso.

2.7. Simulación del movimiento de las SIG en el maniquí.

Para la simulación de los movimientos de rotación y de traslación se utilizó el programa Autodesk Inventor, es un paquete de modelado paramétrico de sólidos en 3D. Se empleó la versión gratuita de estudiante para representar los movimientos de traslación en los ejes X, Y y Z, y los movimientos angulares.

En la **Figura 25** se muestra una representación de los movimientos de traslación en los ejes X, Y y Z en el maniquí.

Los movimientos de traslación y de rotación fueron grabados en video utilizando el programa Autodesk Inventor. La elaboración de los esquemas de las **Figuras 25 y 26**, así como del video precedieron al diseño del posicionador de las SIG, es por ello que en estas ilustraciones no sale representado dicho componente.

2.8. Control de la velocidad y sentido de los motores.

El maniquí está diseñado para emplear 4 motores paso a paso. Para controlar el movimiento de los motores, utilizaremos un microcontrolador en Arduino. Existen dos formas de programar un motor paso a paso, de forma manual y a través de una librería Steper que viene incluida con el entorno de desarrollo oficial de Arduino. Esta librería nos facilita el uso de motores unipolares y viene adaptada para motores bipolares. En el mercado existen varios drivers diseñados para este fin, tales como el ULN2003, L298, L296 entre otros, o también podríamos pensar en controlar un motor paso a paso con Arduino sin drivers a través de 4 transistores (unipolar) para activar cada bobina o 8 transistores (bipolar) para hacer una configuración de 2 Puente H que direcciona la corriente dentro del motor.

En el maniquí pensamos usar un driver del tipo L298N, el cual sirve para controlar motores de entre 6 y 50 voltios y con un consumo máximo de 2 A. Este driver permite controlar hasta 2 motores de corriente continua o un motor paso a paso bipolar. La **Figura 27** muestra el esquema de conexión utilizada entre el módulo L298N y el motor paso a paso. Cada una de las bobinas del motor esta conectada a una salida del módulo.

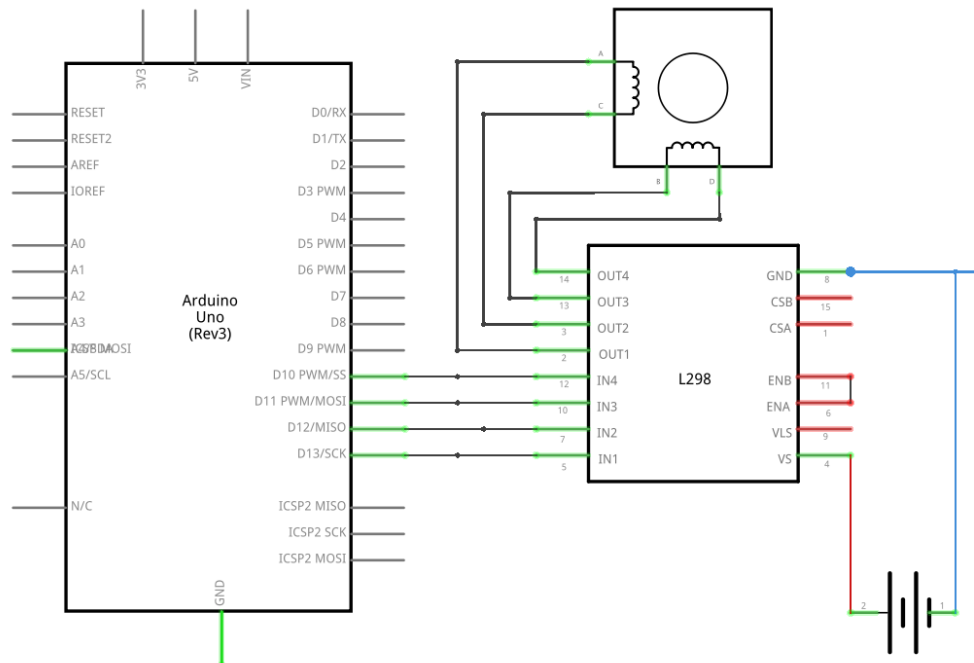


Figura 27. Esquema de conexión del controlador L298N al motor [30].

El L298N incorpora protecciones contra efectos que pueden producirse al manejar motores de corriente continua. Dispone de protecciones contra sobre intensidad, sobre temperatura, y diodos de protección contra corrientes inducidas. El controlador L298N es ampliamente usado en proyectos electrónico y robótica, por su sencillez de uso, bajo costo, y buena calidad precio.

La **Figura 28** muestra un kit comercialmente disponible e incluido en nuestra estimación de costos, que se utiliza para impresoras 3D y sirve perfectamente para controlar los motores del maniquí.



Figura 28. Kit de controlador de impresora 3D [31].

2.9. Estimación preliminar de los costos de fabricación del maniquí.

La evaluación de costos es uno de los aspectos más importantes en dispositivos destinados a la valoración de equipos médicos. En esta tesis, se realizó una estimación preliminar de los costos de fabricación del maniquí, teniendo en cuenta el costo por 16 horas de fuerza de trabajo, considerando los gastos por riesgos de trabajo que estas horas involucran, además se solicitó cotización de los materiales directos especificados en el diseño del maniquí a la empresa Panaplast, distribuidora de productos plásticos rígidos en Costa Rica; también se tuvo en cuenta la energía eléctrica a consumir durante su fabricación, así como el costo de embalaje que debe proteger estos tipos de dispositivos. En la **Tabla 6** se muestra la ficha de costo total del maniquí.

Tabla 6. Ficha de costo del maniquí.

Detalle de los Gastos	Importe Total en Colones
Materiales Directos	183 303.71
Gastos de Fuerza de Trabajo	110 574.22
Otros Gastos Directos	31 335.03

Total de Gastos Directos	325 428.45
Total de Gastos Indirectos	56 704.73
Total de Gastos	382 133.18

El costo total del maniquí ascendió a los ¢ 382 133.18, valor estimado para tener en cuenta en su posterior fabricación.

2.9.1. Justificación del presupuesto para financiar la construcción del maniquí.

En cuanto al financiamiento para la construcción del maniquí, cabe mencionar en este punto, que el proyecto de rediseñar y construir un modelo mejorado del maniquí ya existente en el Servicio de Medicina Nuclear (mostrado en la **Figura 18**), se incluye como parte de un proyecto más grande que era la adquisición de dos sondas intraoperatorias gamma, una necesaria para sustituir a una sonda que había sobrepasado su vida útil, y otra requerida por aumento en la demanda de cirugías radioguiadas que se solicitaban al Servicio de Medicina Nuclear del Hospital San Juan de Dios.

Es muy importante que en el plan de compras de instalaciones nucleares como lo es el Servicio de Medicina Nuclear (tal y como sucede en Radioterapia, Radiología, o laboratorios que trabajen con radiaciones ionizantes), se sume al valor contemplado de un nuevo equipo una cantidad extra para el instrumental necesario para realizar los controles de calidad. Hemos aprendido con este tipo de equipos detectores de radiación gamma, que aproximadamente un 5% del valor del equipo es un buen estimado para hacerse del instrumental que permite cuantificar de forma completa su desempeño y valorarlo de forma periódica.

Para este proyecto de diseño y construcción del maniquí se designó un monto cercano a los \$ 2000. De este monto se destinó aproximadamente \$ 500 para la construcción de la impresora 3D discutida en la **sección 2.6**. Vale la pena recalcar, en términos del mercado actual de impresoras 3D, el bajo costo con que se logró

construir la misma; una impresora con prestaciones similares a la construida puede tener un costo de unas cuatro veces mayor, y sin lograr un volumen de impresión tan grande.

El presupuesto restante se dividió en dos partes iguales de \$ 750, la primera para la construcción del maniquí presentado en este trabajo y que de hecho concuerda muy bien con el costo estimado mostrado anteriormente en esta sección (aproximadamente \$ 675), y una segunda parte para la tercera versión del maniquí en la que se está trabajando actualmente que optimiza aún más la prueba de “desempeño de la tasa de conteo” y por supuesto, que tomará en cuenta los resultados que se obtengan con la caracterización NEMA de nuestras sondas con el maniquí propuesto en este documento. Se espera que la construcción del maniquí presentado tome como máximo 6 meses y otros 6 meses para probarlo con los distintos modelos de sondas disponibles en el Servicio de Medicina Nuclear y de los demás servicios públicos del país.

2.10. Análisis de confiabilidad y riesgo.

Un elemento importante a la hora de diseñar equipos e instalaciones es el análisis de confiabilidad y riesgo. Para ello se emplean diversos procedimientos como la técnica del Árbol de Fallos (AF). Según la publicación de Mosquera, titulada: *Disponibilidad y confiabilidad de sistemas industriales*; nos indica que “este es un modelo lógico deductivo, que parte del suceso tope para el cual se produce el fallo del sistema. De una forma sistemática se va desarrollando el suceso tope en los sucesos intermedios que conducen a éste, y a su vez los sucesos intermedios en otros de menor importancia, hasta llegar a los sucesos primarios, determinados por el nivel de resolución del análisis posible o deseable” [32].

“Los sucesos intermedios y primarios se interconectan mediante compuertas lógicas, que básicamente pueden ser dos tipos de compuestas (TC)” [33, 34]:

- ✓ Compuerta OR (O): El estado fallado de cualquiera de los sucesos que entran a ella produce el estado fallado a la salida.

- ✓ Compuerta AND (Y): El estado fallado a la salida de la compuerta se produce cuando todos los sucesos que entran a ella están en estado fallado.

La técnica del AF permite modelar los sistemas con un alto grado de flexibilidad, pero deben tenerse en cuenta las siguientes premisas fundamentales:

1. Los sucesos básicos de un AF tienen carácter binario, es decir, el componente está fallado o está operable, el modo de fallo se produce o no se produce. No es posible modelar estados intermedios o degradados de los componentes.
2. Los sucesos básicos tienen que ser estadísticamente independientes, lo cual es una exigencia del método que se emplea para calcular la probabilidad de fallo del sistema a partir de los resultados de la evaluación cualitativa del AF.

Es importante mencionar que, para realizar la construcción de un árbol de fallos es necesario comprender bien el funcionamiento del sistema en cuestión y, además, los procedimientos operacionales del mismo. En la presente tesis se emplea la técnica del árbol de fallos para realizar el análisis de confiabilidad y riesgo del maniquí para su empleo en las pruebas de aceptación y controles de calidad a las SIG.

Con el objetivo de evaluar la confiabilidad de la operación en general del sistema, se efectuó el análisis de confiabilidad y riesgo del maniquí diseñado. Para la realización de este análisis se utilizó la publicación de Salomón, titulada: *Análisis de riesgo industrial*; donde nos explica que “el código de Análisis Probabilístico de Seguridad (APS), ARCON v.5, el cual es un programa comercial que se basa en la técnica del árbol de fallos” [35], descrita anteriormente.

2.10.1. Modelación del árbol de fallos.

Para la modelación en el programa de cálculo es necesario realizar una descripción de los componentes del maniquí que pueden provocar modos de fallo en su

operación (sucesos básicos) y las compuertas, es decir, establecer el nivel de resolución de la base de datos de confiabilidad.

En la **Tabla 7** se muestra la descripción de los componentes del maniquí involucrados en su correcta operación y seguridad.

Tabla 7. Descripción de los componentes del maniquí.

No.	Componente	Código	Descripción
1	Maniquí	BC	Base cúbica de acrílico para el llenado de agua con material radiactivo.
2	Motores de movimientos	MPP	Motores paso a paso para permitir el movimiento de rotación y de traslación.
3	Circuito externo	CE	Dispositivo para controlar el movimiento de los motores.
4	Pulsadores	P	Pulsador que permite paso de la corriente eléctrica para el movimiento de los motores.
5	Cables de conexión	CC	Cables de conexión para garantizar la circulación de la corriente.
6	Cables de movimiento	CM	Cables de movimiento para garantizar la traslación de las SIG.

En la **Tabla 8** se observa la descripción de los modos de fallo o sucesos básicos que pueden provocar un error durante el funcionamiento del maniquí.

Tabla 8. Descripción de los modos de fallo en el maniquí.

No.	Modos de fallo	Descripción
1	EH-BC	Errores humanos en el montaje de la base cúbica de acrílico.
2	F-BC	Fallo de la base cúbica a la ruptura.

3	F-MPP-1-A	Fallo del motor 1 al arranque.
4	F-MPP-1-O	Fallo de motor 1 en operación.
5	F-MPP-2-A	Fallo del motor 2 al arranque.
6	F-MPP-2-O	Fallo de motor 2 en operación.
7	F-MPP-3-A	Fallo del motor 3 al arranque.
8	F-MPP-3-O	Fallo de motor 3 en operación.
9	F-MPP-4-A	Fallo del motor 4 al arranque.
10	F-MPP-4-O	Fallo de motor 4 en operación.
11	EH-CE	Errores humanos en la configuración del controlador de movimientos de los motores.
12	F-CE	Fallo en el funcionamiento del controlador de movimientos de los motores.
13	EH-P	Errores humanos en la manipulación de los pulsadores.
14	F-P	Fallo en el funcionamiento de los pulsadores.
15	F-CC	Fallo en la circulación de la corriente por la rotura de los cables de conexión.
16	F-CM	Fallo en la traslación de las SIG por la rotura de los cables de movimiento.

En la **Tabla 9** se muestra la descripción de las compuertas del AF para su entrada al programa ARCON v.5.

Tabla 9. Descripción de la lógica de las compuertas.

No.	TC	Código	Lógica de compuerta	Descripción
1	O	F-MA	C2, C3, C4, C5, C6, C7	Fallo del maniquí en las pruebas de las SIG.
2	Y	F-MPP	C8, C9, C10, C11	Fallo de los motores paso a paso.
3	O	F-BC	1, 2	Fallo de la base cúbica a la ruptura.

4	O	F-CE	13, 14	Fallo del circuito externo.
5	O	F-P	15, 16	Fallo de los pulsadores.
6	O	F-CC	17	Fallo de los cables de conexión.
7	O	F-CM	18	Fallo de los cables de movimiento.
8	O	F-MPP-1	3, 4	Fallo del motor 1
9	O	F-MPP-2	5, 6	Fallo del motor 2
10	O	F-MPP-3	7, 8	Fallo del motor 3
11	O	F-MPP-4	9, 10	Fallo del motor 4

La **Figura 29** muestra la base de datos de confiabilidad según la modelación explícita propuesta en el código, necesaria para la conformación del AF. Según la publicación de Perdomo, titulada: *Tratamiento de las fallas dependientes y las acciones humanas en los análisis de confiabilidad y riesgo de la industria convencional*; nos muestra que “se puede observar que existen componentes que caracterizan los errores humanos con una probabilidad de fallo cercana a los valores de $5 \cdot 10^{-3}$ y 10^{-2} ” [36]; otros componentes que caracterizan a los elementos en operación con tasas de fallo entre $3 \cdot 10^{-5}$. El tiempo medio de reparación (TR) establecido fue de 24 horas. Como tiempo de operación (Tmis.) se tomaron 40 horas considerando horas hábiles de una semana. Se definió un tiempo permisible fuera de servicio (AOT, de sus siglas en inglés) de 48 horas.

No.	T	C	Código	Tasa Fa.	Prob. Fa.	TR	Tprev	T1Pr	TePr	DP	Qp	Inef	AOT	Fde	Tmis.	QComp
1	1		EH-BC		1.00E-02											1.00E-02
2	3		F-BC	1.00E-09		24							48			2.40E-08
3	4		F-MPP-1-A	2.00E-06		24		12	12	0.1	0	0	48	0		5.99E-05
4	5		F-MPP-1-O	3.00E-05		24									40	5.84E-04
5	4		F-MPP-2-A	2.00E-06		24		12	12	0.1	0	0	48	0		5.99E-05
6	5		F-MPP-2-O	3.00E-05		24									40	5.84E-04
7	4		F-MPP-3-A	2.00E-06		24		12	12	0.1	0	0	48	0		5.99E-05
8	5		F-MPP-3-O	3.00E-05		24									40	5.84E-04
9	4		F-MPP-4-A	2.00E-06		24		12	12	0.1	0	0	48	0		5.99E-05
10	5		F-MPP-4-O	3.00E-05		24									40	5.84E-04
11	1		EH-CE		5.00E-03											5.00E-03
12	3		F-CE	1.00E-07		24							48			2.40E-06
13	1		EH-P		5.00E-03								48			5.00E-03
14	3		F-P	1.00E-07		24							48			2.40E-06
15	3		F-CC	1.00E-07		24							48			2.40E-06
16	3		F-CM	1.00E-07		24							48			2.40E-06

Figura 29. Base de datos de confiabilidad. [Elaboración propia].

2.10.2. Análisis cuantitativo del árbol de fallos.

Una de las exigencias modernas para el uso de equipos en todas las ramas de la medicina y la industria, es su explotación segura. Por ello, antes de poner en marcha cualquier equipo o instalación se debe realizar un exhaustivo análisis de confiabilidad y riesgo.

Al aplicar el procedimiento descrito en esta sección, se obtuvo un valor de la indisponibilidad a la demanda de $1.5 \cdot 10^{-2}$, una probabilidad de fallo en operación de $5.84 \cdot 10^{-4}$ y una probabilidad de no cumplir la función de seguridad de $1.56 \cdot 10^{-2}$, lo que representa valores insignificantes.

Se identificaron 28 Conjuntos Mínimos de Corte (CMC), es decir, 28 conjuntos de sucesos primarios que no pueden ser reducido en número y cuya ocurrencia determina que se produzca el suceso tope. En la **Figura 30** se muestran los CMC ordenados según la importancia que tiene cada uno para la indisponibilidad del sistema.

No.	Conjuntos Mínimos de Corte más Importantes	Prob	%
1	1		
	EH-BC	1.00E-02	63.88
2	13		
	EH-CE	5.00E-03	31.94
3	4		
	F-MPP-1-D	5.84E-04	3.73
4	3		
	F-MPP-1-A	5.99E-05	0.38
5	14		
	F-CE	2.40E-06	0.02
6	16		
	F-P	2.40E-06	0.02
7	17		
	F-CC	2.40E-06	0.02
8	18		
	F-CM	2.40E-06	0.02
9	2		
	F-BC	2.40E-08	0.00

Figura 30. Conjuntos mínimos de corte más importantes. [Elaboración propia].

Analizando los CMC más importantes se aprecia que los mayores contribuyentes de forma individual a la indisponibilidad del sistema son: el error humano en el montaje de la base cúbica de acrílico (63.88 %), y el error humano en la configuración del controlador de movimientos de los motores (31.94 %). Sin embargo, los sucesos por fallos de equipo, en este caso, el fallo de los motores paso a paso en operación y al arranque, fueron de 3.73 % y 0.38 %, respectivamente. Lo cual representa contribuciones poco significativas durante la operación de las pruebas de aceptación y controles de calidad de las SIG en el maniquí.

Del análisis de riesgo y confiabilidad se infiere, al igual que sucede en las diferentes prácticas clínicas donde se emplean radiaciones ionizantes, que los errores humanos son la principal causa de incidentes y accidentes en estas áreas; según muestran las publicaciones [37, 38]. De lo anterior, se recomienda que durante el uso del maniquí se debe tener la suficiente concentración en la prueba que se está

realizando, medios de protección y el correcto dominio de la metodología de operación requerida para este tipo de sistemas.

En la **Figura 31** se observa el gráfico del AF que muestra las diferentes combinaciones de fallos de los componentes y/o errores humanos que, de ocurrir de forma simultánea o individual, provocan el fallo de la operación de las pruebas en el maniquí o sucesos accidentales debido a la presencia de fuentes radiactivas.

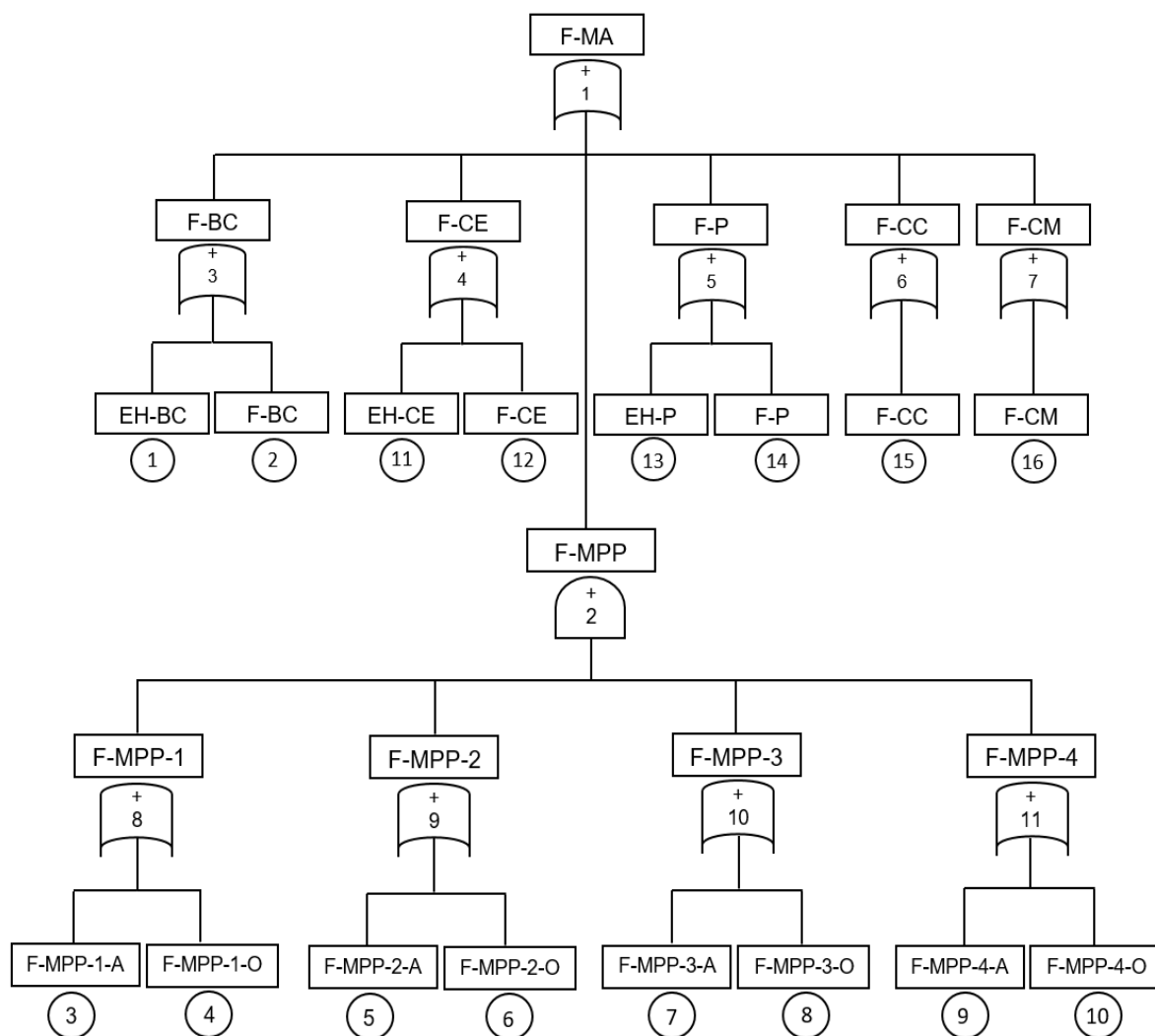


Figura 31. Árbol de fallos que conducen al error de operación del maniquí.

[Elaboración propia].

3. Conclusiones

Se analizó la metodología propuesta por la NEMA NU-3 para cuantificar el desempeño de las sondas intraoperatorias gamma. Se estudió cada prueba de aceptación y control de calidad propuesta en dicha metodología y, se consideró aquellas de mayor dificultad a la hora de garantizar la reproducibilidad de las pruebas.

Se diseñó un maniquí que permitiera efectuar todas las pruebas de aceptación y controles de calidad propuestos en la NEMA NU-3. Se simuló en el maniquí los movimientos de rotación y de traslación en los ejes X, Y y Z. Además, se estimó el costo total del maniquí diseñado para su posterior fabricación, el cual ascendió a los ¢ 382 133.

El análisis de confiabilidad y riesgo demostró que el maniquí es seguro para su operación en las pruebas de aceptación y controles de calidad a las sondas. Se obtuvo un valor de la indisponibilidad a la demanda de $1.5 \cdot 10^{-2}$, una probabilidad de fallo en operación de $5.84 \cdot 10^{-4}$ y una probabilidad de no cumplir la función de seguridad de $1.56 \cdot 10^{-2}$, lo que representa valores insignificantes. Los mayores contribuyentes a la indisponibilidad del sistema fueron los errores humanos: el montaje de la base cúbica de acrílico (63.88 %), y la configuración del movimiento de los motores (31.94 %). Los sucesos por fallos de equipos no fueron significativos.

4. Recomendaciones

Construir el maniquí propuesto siguiendo las especificaciones técnicas y los planos del diseño.

Programar el movimiento automático de los motores mediante el desarrollo de una plataforma electrónica (Arduino).

Realizar las pruebas de aceptación a las sondas intraoperatorias gammas que poseen los diferentes servicios clínicos del país empleando el maniquí diseñado.

5. Bibliografía

- [1] Araya M.C.E., et al. Consenso Costarricense sobre Prevención, diagnóstico y tratamiento del cáncer mamario. Primera edición. Colegio de Médicos y Cirujanos de Costa Rica. San José, Costa Rica. Marzo, 2016.

- [2] Ibarra P.R. Valor del tercer nivel ganglionar, en la disección axilar, en el cáncer de mama. Tesis doctoral. Universidad Autónoma de Barcelona, España, 2014.

- [3] Bernet L, et al. Consenso sobre la biopsia selectiva del ganglio centinela en el cáncer de mama. Revisión 2013 de la Sociedad Española de Senología y Patología Mamaria. Rev Esp Patol, 2014.

- [4] Piñero A., Giménez J., Merck B., Vázquez C. y Grupo de Expertos. Reunión de consenso sobre la biopsia selectiva del ganglio centinela en el cáncer de mama. Rev Esp Patol; 40 (2): 91-95, 2007.

- [5] Camacho López C., Martí Vidal J.F., Falgás Lacueva M., Olivas Arroyo C. Respuesta de dos sondas intraoperatorias comerciales frente a diferentes condiciones de medida: análisis comparativo. Rev Fis Med; 12(1):17-28, 2011.

- [6] Abreu N.J., Varela C., Ramos D., Palau A., Calderón C.F. Caracterización Paramétrica de Sondas Intraoperatorias Gamma no Imagenológicas para Cirugía Radioguiada. IFMBE Proceedings 33, pp. 480–483, 2013.

- [7] Valdivia H., et al. Ganglio centinela para estadios tempranos en cáncer de cuello uterino. Rev. peru. ginecol. obstet. v.58 n.1 Lima, 2012.

- [8] Wengenmair H., Koop J. Gamma probes for sentinel node localization: Quality criteria, minimal requirements and quality of commercially available systems Central Clinic, Ausburg, Germany, 2001.

- [9] Modolell I, Puchal R. Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias. Revista de Física Médica; 3(1): 26-34, 2002.
- [10] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). NEMA NU3: Performance measurements and quality control guidelines for non-imaging interoperative gamma probes. Rosslyn (VA), United States: NEMA, 2004.
- [11] Ramos D., Varela C., Abreu N.J., Díaz M., López, G.M. Armonización de Criterios de Control de Calidad para Sondas Intraoperatorias. IFMBE Proceedings 33 pp. 484-487, 2013.
- [12] Stefan Mårtensson. EUROPROBEIII. Instruments EuroMedical. (18 de mayo de 2017). Recuperado de: <http://www.gammadata.se/products/radiation-detection/hospital-physics/radioguided-surgery-sentinel-node/europrobe-iii-2/?ID=1381>
- [13] Cherry S.R., Sorenson J. A. y Phelps M. E. Physics in Nuclear Medicine. ISBN: 978-1-4160-5198-5. 2012.
- [14] Pinto M. M. Evaluación de semiconductores como detectores de radiación para PET. Detectores de CZT. Máster en Física Biomédica. Universidad Complutense de Madrid. España, 2007.
- [15] Mählum G., et al. Study of Cadmium Zinc Telluride (CZT) Radiation Detector Modules under Moderate Long-Term Variations of Temperature and Humidity. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. 2007.
- [16] Mark Keijzers. Nuclear Fields. Crystal Gamma Probes. (24 de septiembre de 2019). Recuperado de: <http://www.surgicalprobe.com/probes.htm>

[17] Care Wise Medical Products. Instruments C-Trak. (24 de septiembre de 2019). Recuperado de: <https://carewise.com/c-trak-gamma-probe-intruments>

[18] Devicor Medical Products (2017), Mammotome. Instruments Neoprobe. (24 de septiembre de 2019). Recuperado de: <https://www.mammotome.com/neoprobe/>

[19] Prieto Morán D., et al. Protocolo de control de calidad para procedimientos de cirugía radioguiada para detección y extirpación de ganglio centinela y de lesiones no palpables. Rev Fis Med; 16 (1): 33-42; 2015.

[20] Varela C., et al. Implementation of quality control devices for intraoperative gamma probe. Preliminary results of performance tests. IFMBE Proceedings 25/VI, pp. 355–358; 2009.

[21] Oliveira da Silva I.J., et al. Study of the effect of using a collimator on a gamma probe in radioguided surgery. Radiol Bras, 39 (6): 429–434; 2006.

[22] Palau S.P.A., López D.A., Ventura LI.K., Varela C.C. Diseño de un sistema para la verificación de la sonda detectora europrobe para cirugía radioguiada. ISBN 978-959-212-236-9 (c) Sociedad Cubana de Bioingeniería, artículo T010, 2007.

[23] Tiourina T., et al. Evaluation of surgical gamma probes for radioguided sentinel node localisation. European Journal of Nuclear Medicine. Vol. 25, No. 9, September, 1998.

[24] Yu S.K., Ma K.M., Wong K.N., Leung J, Leung L.C. Intraoperative Gamma Probe for Sentinel Node Localisation: Evaluation Study. J HK Coll Radiol; 8: 40-48; 2005.

[25] Bordignon F., Iglesias A. A. y Hahn Á. Diseño e impresión de objetos 3D. Una guía de apoyo a escuelas, Buenos Aires, UNIPE: Editorial Universitaria, ISBN 978-987-3805-35-6; 2018.

[26] ERASMUS. Guía técnica de impresión 3D. O1A1-Transferencia de conocimiento sobre conceptos básicos de Impresión 3D a profesores de VET. Project Agreement Number 2017-1-DE02-KA202-004159. 2017.

[27] Bobo G. R. Diseño de una impresora 3D capaz de crear múltiples objetos simultáneamente. Proyecto Fin de Carrera, Nº 13406046. Universidad Politécnica de Madrid, 2013.

[28] Wikipedia, la enciclopedia libre (15 de marzo de 2020). Recuperado de: [http://en.wikipedia.org/wiki/STL_\(file_format\)](http://en.wikipedia.org/wiki/STL_(file_format))

[29] Ponce A. M. Construcción y puesta en marcha de una impresora 3D modelo Rostock. Proyecto Fin de Carrera. Escuela Politécnica Superior de la Universidad Carlos III de Madrid, 2014.

[30] Fritzing. Motor paso a paso - L298N - Arduino (13 de marzo de 2020). Recuperado de: <https://fritzing.org/projects/stepper-motor-for-arduino>

[31] Amazon. Tutorial: Kit de controlador de impresora 3D. (13 de marzo de 2020). Recuperado de: https://www.amazon.com/Longrunner-Arduino-Professional-Mechanical-LKB02/dp/B072N4FMRN/ref=sr_1_3?dchild=1&keywords=3D+Printer+Kit&qid=1586410413&sr=8-3

[32] Mosquera C.G., et al. Disponibilidad y confiabilidad de sistemas industriales. Caracas, Centro de Altos Estudios Gerenciales ISID, 1995.

[33] Abreu Z.M.A. Concepción y construcción de una instalación experimental para el estudio del tratamiento de aguas residuales con radiación ultravioleta. Tesis de

Diploma en Opción al Título de Ingeniero en Tecnologías Nucleares y Energéticas. La Habana, 2012.

[34] Ramos A.A. Procedimiento para la valoración cuantitativa de los riesgos. Métodos de los árboles de fallos Madrid, COASHIQ, 1990.

[35] Salomón LI.J., Perdomo O.M. Análisis de riesgo industrial. Caracas, Ciencias Económicas y Sociales, 2000.

[36] Perdomo O.M., Ferro F.R. Tratamiento de las fallas dependientes y las acciones humanas en los análisis de confiabilidad y riesgo de la industria convencional. Caracas, Centro de Altos Estudios Gerenciales ISID. Segunda Edición, 1999.

[37] Publicación Conjunta FORO - OIEA TECDOC-1670/S. Análisis Probabilista de Seguridad de tratamientos de Radioterapia con Acelerador Lineal. Viena, 2012.

[38] Duménigo C., Guerrero M., et al. "Evaluaciones de seguridad de la práctica de medicina nuclear utilizando el método de matrices de riesgo". Proceedings IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety -IRPA 2013, Río de Janeiro, Brazil, 2013.

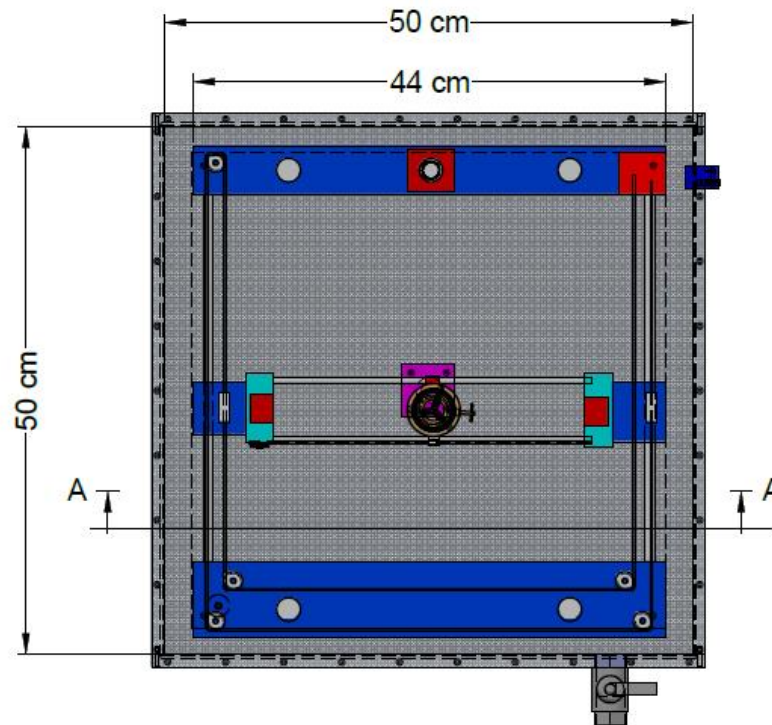
6. Apéndice o anexos

Anexo 1. Modelos de Sondas Intraoperatorias Gamma.

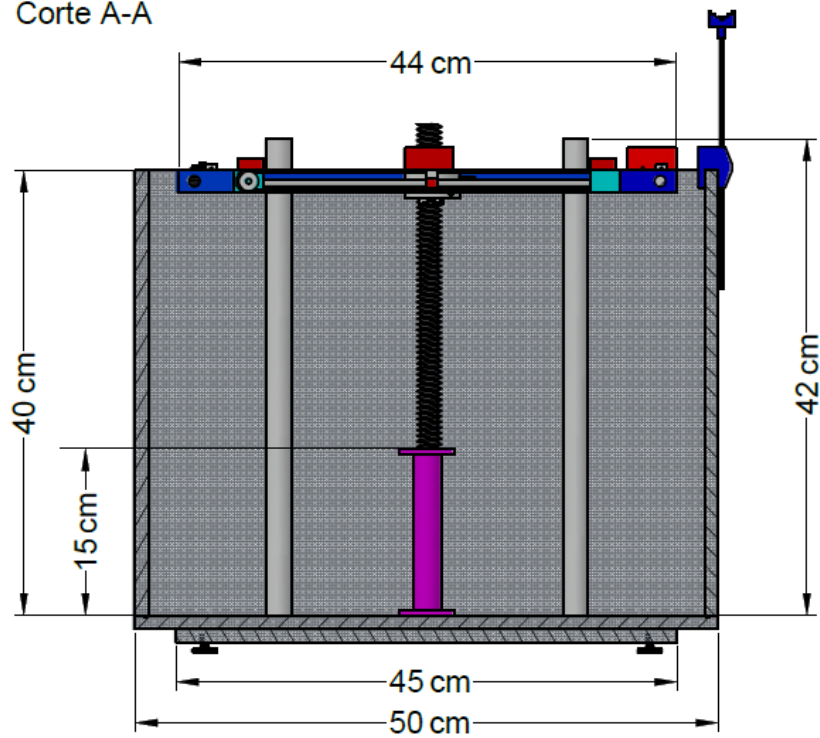


Anexo 2. Planos de diseño del maniquí.

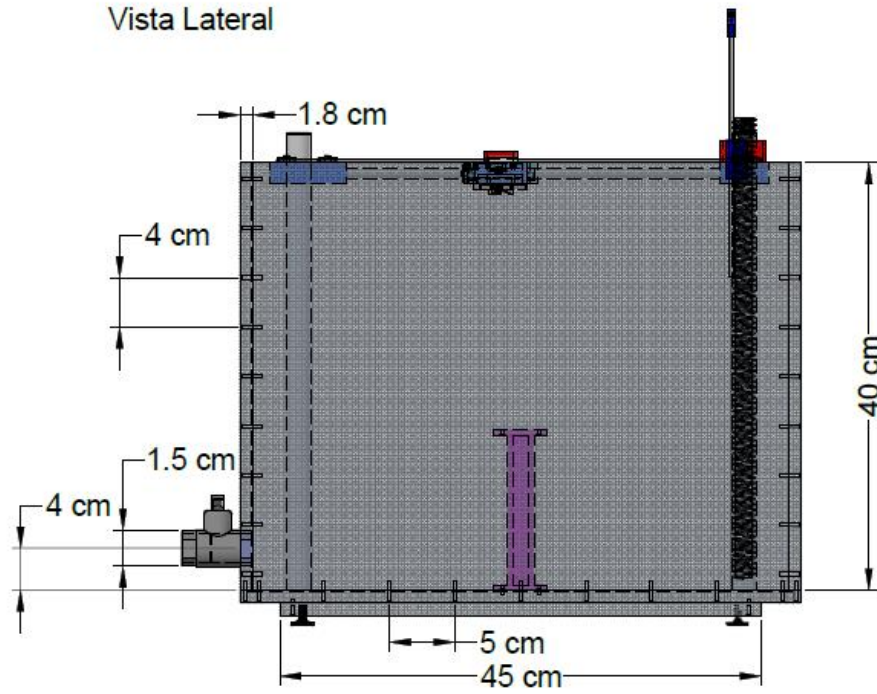
Vista Superior



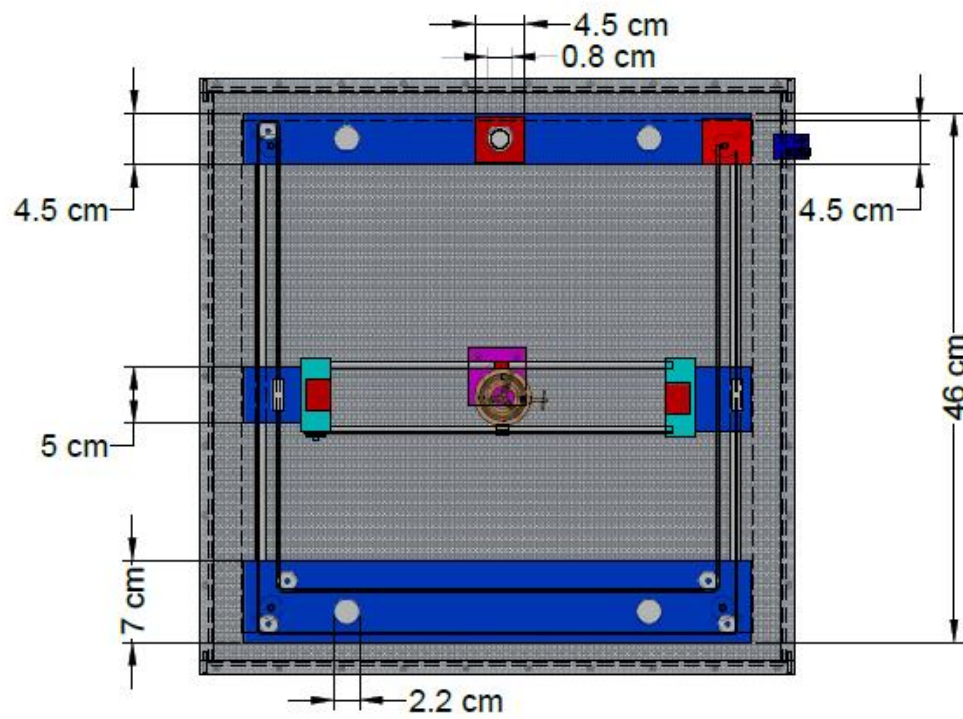
Corte A-A

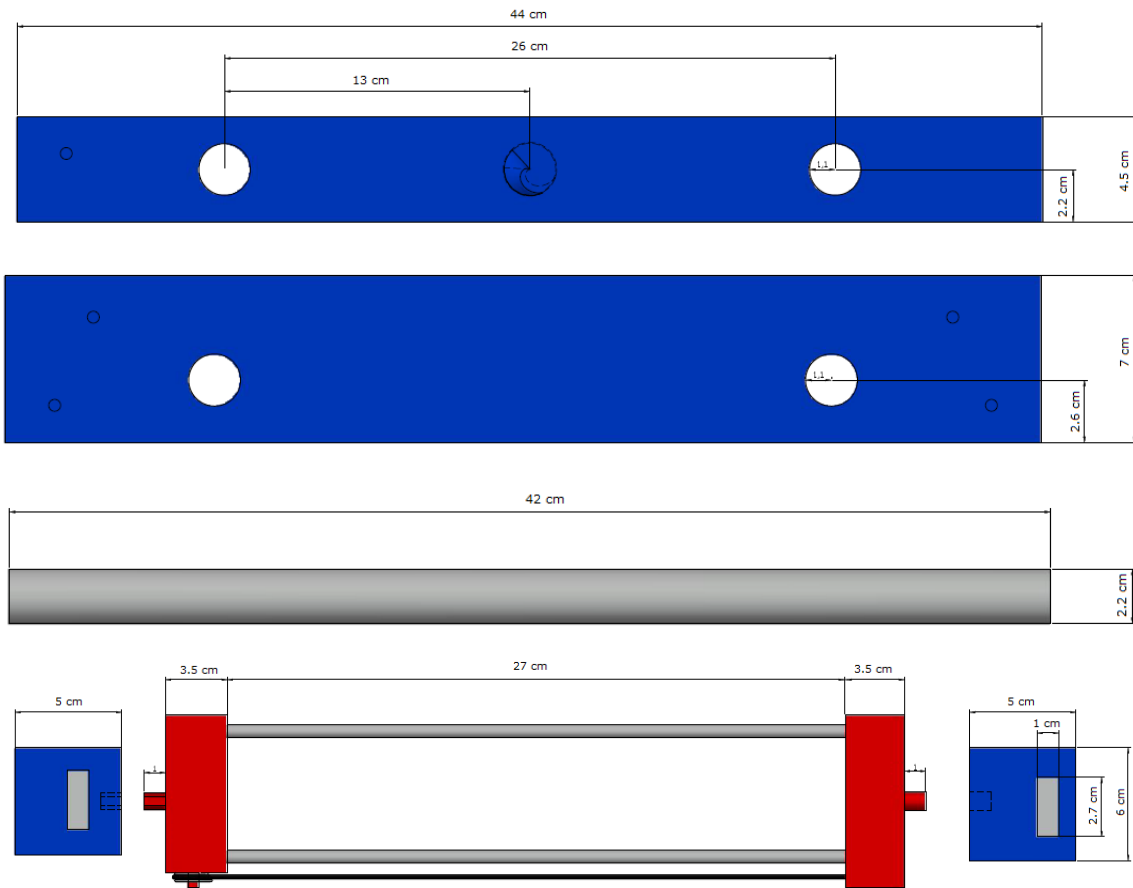


Vista Lateral

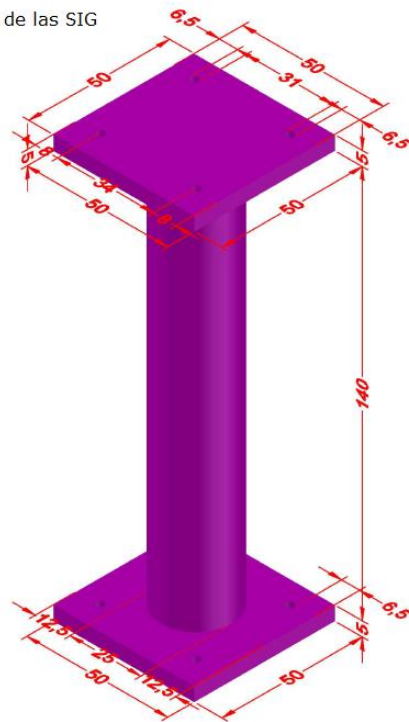


Vista Superior





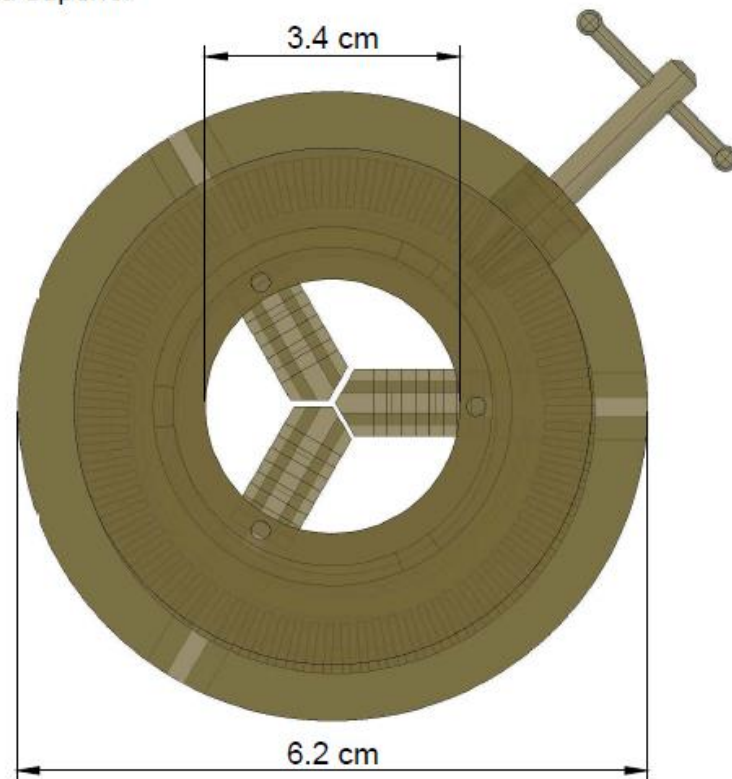
Posicionador de las SIG



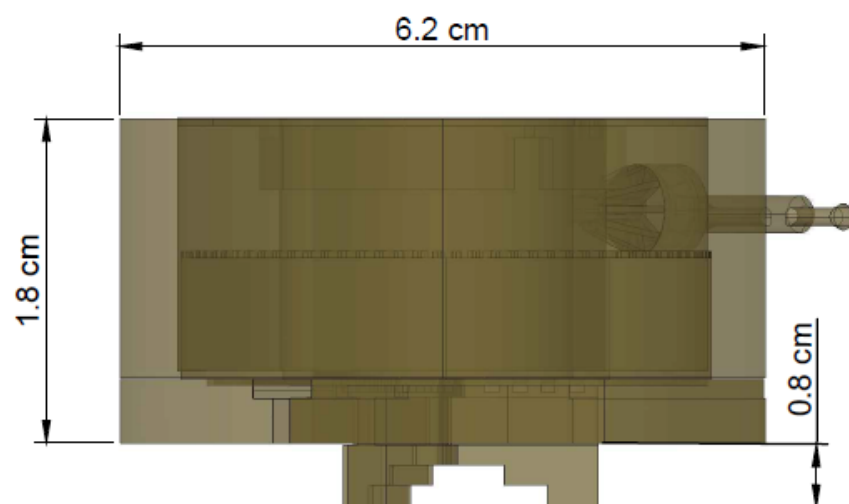
Todas las medidas del posicionador están en mm

Anexo 3. Planos del diseño del posicionador de las SIG.

Vista superior



Vista lateral



Anexo 4. Vistas del diseño de la impresora 3D.

